



**Bachelorarbeit des Studiengangs
Augenoptik/Augenoptik und Hörakustik**

Sebastian Hohn

Entwicklung eines 3D-Ohrmodells

Prüfer: Dr. Steffen Kreikemeier

Zweitprüfer: Bernhard Buschle

Entwicklung eines 3D-Ohrmodells

Zugelassene Abschlussarbeit des Studiengangs Augenoptik/Augenoptik und Hörakustik
zur Erlangung des akademischen Grades Bachelor of Science

vorgelegt von
Sebastian Hohn

Tag der Einreichung:

10.02.2016

Fakultät Augenoptik und Hörakustik
Hochschule Aalen

Erklärung

Ich versichere hiermit, dass ich die vorliegende Bachelorarbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe angefertigt und keine andere als die angegebene Literatur benutzt habe. Alle von anderen Autoren wörtlich übernommenen Stellen wie auch die sich an die Gedankengänge anderer Autoren eng anlehnenden Ausführungen meiner Arbeit sind besonders gekennzeichnet. Diese Arbeit wurde bisher in gleicher oder ähnlicher Form keiner anderen Prüfungsbehörde vorgelegt und auch nicht veröffentlicht.

Ort, Datum

Unterschrift

Vorwort

Ich danke all denjenigen, die mich auf dem Weg zur Erstellung dieser Arbeit begleitet und unterstützt haben. Ganz besonders gilt mein Dank Dr. Steffen Kreikemeier, der mir stets bei Fragen zur Seite stand. Außerdem sollen die Mitarbeiter der Hochschule Aalen in der Abteilung Maschinenbau um Herrn Bernthaler und des CAD Zentrums lobend hervorgehoben werden. Ohne die tatkräftige Unterstützung wäre diese Arbeit nicht innerhalb des vorgesehenen Zeitrahmens beendet worden. Weiterhin waren die Anwendungsberater der Firma alphacam Matthias Moroch und Timo Galli eine große Hilfe. So war bereits vor dem Druckauftrag eine Einschätzung möglich, wie detailgetreu das Ohrmodell werden kann und welche Arbeitsschritte zusätzlich durchgeführt werden sollten. Für die schnelle Druckabwicklung und die Zusendung des Ohrmodells, möchte ich mich an dieser Stelle ganz besonders bedanken. Ein besonderer Dank gilt auch Frau Prof. Dr. Limberger, die sich als Probandin für eine tiefe Ohrabformung zur Verfügung gestellt hat und Stephanie Kostial, die diese Ohrabformung genommen hat.

Meiner Familie gilt ebenfalls ein großer Dank, die mich während der kompletten Studienzeit unterstützt hat und allen Kommilitonen, auf die ich mich während des Studiums stets verlassen konnte.

Inhaltsverzeichnis

Erklärung	II
Vorwort	III
Inhaltsverzeichnis.....	IV
Abkürzungen.....	VI
Abstract	1
1 Einleitung	2
1.1 Motivation	2
1.2 Ziel der Arbeit	4
2 Material und Methoden	6
2.1 Verwendete Ohr Modelle	6
2.1.1 Ohrmuster der Ohrmuschel.....	6
2.1.2 Tiefe Abformung bis kurz vor das Trommelfell	9
2.2 Scanverfahren.....	11
2.2.1 3D-Computertomographie.....	12
2.2.2 Verwendeter 3D-Scanner und Software	13
2.3 Bearbeitung der Ohrscans	14
2.3.1 Geomagic Design X	16
2.3.2 Creo Parametric Academic Edition.....	19
2.3.3 Abschnittseinteilung des kompletten Ohrscan's	22
2.4 Verwendete 3D-Druck Verfahrenstechnologie.....	25
2.4.1 Verwendeter 3D-Drucker.....	27
2.4.2 Verwendetes Material für den 3D-Druck	28
3 Stand der Forschung und Technik	29
3.1 Anatomie des äußeren Ohres.....	29
3.1.1 Ohrmuschel.....	29
3.1.2 Gehörgang	30
3.1.3 Trommelfell.....	32

3.2	3D-Druck in der Medizin	33
3.3	Härtegrad der anatomischen Strukturen	34
3.3.1	Shore Härte	34
3.3.2	Knorpel	37
3.3.3	Knochen	39
3.3.4	Fettgewebe.....	41
3.4	In-situ-Perzentilanalyse.....	42
3.4.1	Prinzip	42
3.4.2	Vorteile	45
3.5	Ohrabformung.....	45
3.5.1	Vorgehen.....	46
3.5.2	Abformmaterialien	48
3.6	Bereits vorhandene Ohrmuster und Modelle	49
4	Ergebnisse	51
4.1	Beschreibung des entwickelten Ohrmodells	51
4.2	Schwierigkeiten bei der Entwicklung des 3D-Ohrmodells	55
4.2.1	Schwierigkeiten bei der Scan Bearbeitung.....	56
4.2.2	Schwierigkeiten bei der Shore-Härtebestimmung	58
4.2.3	Schwierigkeiten vor dem Druck des 3D-Ohrmodells	58
5	Diskussion	62
6	Schlussfolgerung	65
7	Ausblick	67
	Literaturverzeichnis.....	71
	Abbildungsverzeichnis	74
	Tabellenverzeichnis	75
	Anhang.....	76

Abkürzungen

Zeichen	Bedeutung
CAD	Computer Aided Design
CAM	Computer Aided Manufacturing
CO ₂	Kohlenstoffdioxid
CT	Computer Tomographie
EUHA	Europäische Union der Hörgeräteakustiker e.V.
GG	Gehörgang
ISTS	International Speech Test Signal
mm	Millimeter
PTC	Parametric Technology Corporation
STL	Surface Tessellation Language
TF	Trommelfell
UV	Ultraviolett

Abstract

In der globalen Industrie und in der Medizin ist der 3D-Druck von Bauteilen oder als Grundlage für die Zellbesiedelung mittlerweile nicht mehr wegzudenken. Um Kosten und Zeit zu sparen, werden oft zunächst Prototypen im 3D-Druckverfahren hergestellt und auf Funktionalität getestet. Ziel der vorliegenden Arbeit „Entwicklung eines 3D-Ohrmodells“ war es zu überprüfen, ob es der aktuelle Stand der Forschung und Technik im vielseitigen Bereich des 3D-Druckes ermöglicht, ein 3D-Ohrmodell zu drucken, welches möglichst realitätsnah und detailgetreu das menschliche Ohr widerspiegelt und zu Ausbildungszwecken herangezogen werden kann. Dieses Ohrmodell soll verschiedene Anforderungen erfüllen. Einerseits soll es verschiedene Härtegrade aufweisen, vergleichbar mit dem menschlichen Ohr, insbesondere mit den Strukturen Ohrläppchen (Fettgewebe & Haut, weich), Knorpel (mittelhart) und Knochen (hart). Andererseits soll es anatomisch korrekt sein, da es auf dem Markt kaum Modelle gibt, die die anatomischen Gegebenheiten realitätsnah darstellen. Weiterhin soll es möglichst transparent sein, sodass es langfristig als Übungsohr in der Ausbildung von Hörgeräteakustiker/-meistern oder Studierenden der Hörakustik in den Bereichen Ohrabformung und In-situ-Sondenschlauchplatzierung verwendet werden kann. Der Vorteil eines transparenten Modells ist die einfachere Beurteilung der Platzierung von wichtigen Komponenten, wie bspw. Sondenschlauch oder Abformmasse.

Als Ausgangslage für das 3D-Ohrmodell dienten Scan's eines Ohrmuschelmodells und einer tiefen Ohrabformung, die per 3D-Scanner eingescannt, mit der Hilfe von CAD Experten bearbeitet, zusammengefügt und anschließend ausgedruckt wurden. Das Ergebnis dieses Entwicklungsprozesses ist ein Modell, welches die anatomischen Gegebenheiten sehr gut darstellt. Es wurde zunächst aus Kostengründen nur in unterschiedlichen Graustufen gedruckt, ein transparentes Modell ist aber zukünftig ebenso herstellbar. Das entwickelte Ohrmodell weist zwar unterschiedliche Härtegrade auf, Ohrläppchen und knorpeliger Teil des Ohres sind aber im direkten Vergleich zum menschlichen Ohr zu hart. In diesem Punkt besteht zukünftig noch viel Entwicklungspotential. Das Ergebnis dieser Arbeit kommt der Ausgangsidee bereits ziemlich nah, es muss aber noch eine Weiterentwicklung der Materialqualität und –art stattfinden.

1 Einleitung

1.1 Motivation

In heutigen Hörakustik Fachgeschäften sind die Durchführung von Ohrabformungen und In-situ-Messungen täglich durchzuführende Aufgaben. Die Beherrschung dieser sollte ein Hörakustik Geselle, Meister oder ein Bachelor of Science Hörakustik also zu seinen Fähigkeiten zählen.

Bei genauerer Betrachtung dieser beiden Aufgaben fällt auf, dass die Ohrabformung im direkten Vergleich zu den In-situ-Messungen noch deutlich häufiger durchgeführt wird. Gründe hierfür sind, dass es zwar schon bereits 3D-Ohrscanner gibt, diese aber noch zu teuer und damit nicht für jeden Betrieb erschwinglich sind. Zudem sind diese Verfahren noch nicht so ausgereift, dass sie bedenkenlos angewendet werden können. Die Komponenten und Materialien für eine traditionelle Ohrabformung hingegen sind deutlich günstiger und gehören daher zur Standardausstattung jedes Hörakustik Fachgeschäftes. Mangelnde Alternativen machen es also zwingend notwendig, dass jeder Auszubildende bereits im ersten Lehrjahr Erfahrungen mit der Durchführung von Ohrabformungen macht und diese Kenntnisse bis zu seiner Gesellenprüfung perfektioniert. Weiterhin ist die Ohrabformung deutlich etablierter als die In-situ-Messung. Gründe hierfür könnten ein erhöhter Zeitaufwand bei Platzierung des Sondenschlauchs sein oder die Gefahr, bei Platzierung des Sondenschlauchs, das Trommelfell (TF) zu berühren. Es ist vermeindlich einfacher ein Hörsystem in der Messbox nachzumessen, voreinzustellen oder nur nach subjektivem Empfinden des Kunden anzupassen ohne eine Verifizierung durchzuführen. Dass diese Messungen aber nicht "am Ort des Geschehens" (in situ) stattfinden und nicht unter exakten Tragebedingungen (bei Messbox Messungen werden generell Zusatzbohrungen oder Vents nicht beachtet), wird oft ignoriert. Man beraubt sich selber einer sehr guten Analysemethode, um effektiv zu kontrollieren, welche Verstärkung in welchem Frequenzbereich vorliegt. Der subjektive Eindruck des Kunden ist verständlicherweise wichtiger. Allerdings hat sich in der Praxis gezeigt, dass die in der Anpasssoftware dargestellte Verstärkungen vor dem TF des Kunden häufig nicht vorhanden sind und sich

Einstellungen in der Messbox zur In-Situ-Anpassung teilweise deutlich unterscheiden.

Die Durchführung einer Ohrabformung ist laut Ausbildungsrahmenplan für die Ausbildung zum Hörgeräteakustiker/ zur Hörgeräteakustikerin für die achte Woche im ersten Lehrjahr vorgesehen (vgl. Bund 12.05.1997, S. 9). Dem Auszubildenden muss also zum Beginn der Ausbildung ein Übungssohr zur Verfügung gestellt werden, um den Ausbildungsrahmenplan zu erfüllen. Ziel hierbei ist es, so schnell wie möglich Routine in dieser Arbeit zu erlangen. Dieses "Übungssohr" findet sich häufig in Form eines Arbeitskollegen, Kommilitonen oder eines anderen Auszubildenden. Diese müssen sich regelmäßig, am Anfang vermutlich mehrmals täglich und zu späteren Zeitpunkten weniger häufig, zur Verfügung stellen. Dadurch stehen dem Betrieb zwei Arbeitskräfte (zumindest kurzzeitig) nicht zur Verfügung. Dies ist auf die Jahrzehnte der Berufsausbildung und dem Bestehen eines Unternehmens gesehen, ein erheblicher zeitlicher und wirtschaftlicher Verlust.

Die „akustische Wiedergabekurven und Kenndaten von Hörsystemen durch In situ-Messungen unter Beachtung von Vorschriften und Normen ermitteln und darstellen“ zu können, ist Lerninhalt des zweiten Lehrjahres (Bund 12.05.1997, S. 11). Zu diesem Zeitpunkt sollte die Ohrabformung zwar bereits beherrscht werden, es ist aber empfehlenswert, gerade nach längerer Abwesenheit durch Blockunterricht in der Berufsschule oder Urlaub, die Fähigkeiten seines Auszubildenden regelmäßig zu überprüfen. Also ist gerade das zweite Lehrjahr in der Praxis ein übungsintensives Jahr. Es werden bereitwillige Arbeitskollegen oder "Mit-Azubis" benötigt, um sowohl die Ohrabformung, als auch die In-situ Sondenschlauchplatzierung regelmäßig zu üben.

Die Arbeit mit 3D-Scanner ist bereits schon gängige Praxis in der Hörakustik Branche. Das Computer aided Design (CAD) und das Computer aided Manufacturing (CAM) sind wichtige Grundlagen dieses Technologiefortschrittes. „Die Neuorientierung hat sich durch eine zunehmend automatisierte Fertigung durch CAD und CAM[...] schon durchgesetzt und wird sich weiter entwickeln.“ (Voogdt 2013, S. 24). Die 3D-Scanner werden verwendet, um Ohrabformungen zu scannen und anschließend in einer Bearbeitungssoftware eine Otoplastik zu

erstellen, die im letzten Schritt in einem 3D-Drucker gedruckt wird. Eine genaue Beschreibung der gängigen 3D-Druckverfahren im Otoplastik Bereich erfolgt in Kapitel 2.4.

Die Motivation dieser Arbeit besteht also auch darin den Einzug des technischen Fortschritts in die Hörakustik Branche zu unterstützen und ein Übungsohr zu entwickeln, an dem sich mindestens diese beiden grundlegenden Arbeiten (Abformung und In-situ-Messung) üben lassen. Mit diesem Übungsohr lassen sich die notwendigen Fertigkeiten schnell perfektionieren, sodass der Auszubildende ohne Bedenken auch diese Arbeiten am Kunden durchführen kann. Langfristig soll es zur Ersparnis von Zeit und Geld dienen und der Einsparung von Ressourcen in der Berufsausbildung zum Hörgeräteakustiker oder im Studium der Hörakustik.

1.2 Ziel der Arbeit

Folgende Fragestellungen sollen also mit der vorliegenden Arbeit näher untersucht werden.

- Ist es per CAD Bearbeitung möglich, vorhandene Ohrscan's zu bearbeiten und zusammenzufügen, um am PC ein komplettes, der Literatur entsprechendes, Ohrmodell zu erstellen?
- Ist es per 3D-Drucker möglich eine detaillierte und anatomisch korrekte Ohr Nachbildung zu drucken?
- Kann das Ohrmodell sowohl transparent sein, als auch unterschiedliche Härtegrade aufweisen?
- lässt sich dieses Ohrmodell zur Übung der Sondenschlauchplatzierung für eine In-situ-Messung verwenden?
- lässt sich dieses Ohrmuster ebenfalls zur Übung der Durchführung von Ohrabformungen hinzuziehen?

Ziel dieser Arbeit ist es also, eine möglichst detailgenaue und dem humanen Durchschnitt entsprechende Ohrnachbildung zu entwickeln, die sowohl für das Üben der richtigen Platzierung des Sondenschlauchs, wie bei der In-situ-Perzentilanalyse, als auch zur Durchführung von Ohrabformungen nutzen kann.

Zum Ende dieser Arbeit soll ein Ohrmodell ohne Übergänge, aber aus verschiedenen Härtegraden, ähnlich dem menschlichen Ohr, entstehen. Dieses Ohrmodell soll gerade in den ersten Wochen der Ausbildung oder den ersten Übungen im Bereich Ohrabformung und In-situ Sondenschlauchplatzierung helfen das nötige Feingefühl zu entwickeln, um möglichst schnell die angesprochenen Arbeiten am Kunden durchführen zu können. Durch die Verwendung dieses Ohrmodells in der Ausbildung sollen sowohl Zeit als auch Kosten gespart werden. Der zeitliche Faktor wird durch eine erhöhte Übungsfrequenz optimiert, da ohne notwendigen Partner quasi immer geübt werden kann, wenn es der Geschäftsbetrieb zulässt. Kosten können gespart werden, da neben dem Lernenden und dem Lehrenden zunächst keine dritte Person als passiver Teilnehmer, der sein Ohr zur Verfügung stellt, gebraucht wird. Es kann sich also mindestens eine Person, wenn nicht sogar zwei (der Ausbilder muss bei Übung am Ohrmodell nicht durchgängig überwachen), intensiver auf das Tagesgeschäft konzentrieren und sie werden weniger durch die notwendigen Übungen abgelenkt. Insgesamt auch ein großer wirtschaftlicher Nutzen, der gerade für Betriebe, die regelmäßig ausbilden, nicht unerhebliche Kosteneinsparung bedeuten könnte.

Eine Anwendung des Ohrmodells in den ersten Wochen der Berufsausbildung, sorgt für eine schnellere Einsetzbarkeit der Auszubildenden im täglichen Geschäftsbetrieb. Dies steigert die Motivation der Auszubildenden und senkt die Kosten des Unternehmers. Zusammenfassend dient diese Arbeit dazu, die Notwendigkeit der täglichen Übung, zur Erlangung einer handwerklichen Fähigkeit, mit dem technischen Fortschritt zu verbinden.

2 Material und Methoden

2.1 Verwendete Ohr Modelle

Um per 3D-Druck ein komplettes Ohrmodell herzustellen wird entweder ein kompletter Scan des äußeren Gehörgangs (GG) und der Ohrmuschel benötigt oder es werden bereits vorhandene Ohrmodelle und Ohrabformungen gescannt. Die erste Möglichkeit ist die einfachere Variante, da unmittelbar nach der Verwendung eines 3D-Ohrscanners ein kompletter, verwendbarer Ohrscan zur Verfügung stünde. Dieser könnte sich anschließend in eine 3D-Bearbeitungssoftware übertragen lassen und nach den Daten der Literatur verändert werden. 3D-Ohrscanner sind allerdings noch nicht der gängige Standard und noch überwiegend in der Testphase. Zudem ist es nicht möglich an beispielhafte Scan's zu gelangen, die qualitativ hochwertig genug sind, um damit weiterarbeiten zu können. Auch auf Rückfrage bei Herstellern von 3D-Ohrscannern wurden keine hochwertigen Scan's rausgegeben. „Einfache“ Ohrscanner, die als Grundlage für die Otoplastik Herstellung dienen, arbeiten nicht feingenug, um möglichst hochwertige Scan's zu erhalten.

Die zweite Methode ist zwar demnach die zeitintensivere, allerdings ist es unkompliziert mit dem entsprechenden Scanner vorhandene Ohrmodelle und Abformungen zu scannen und als STL-Datei in ein 3D-Bearbeitungsprogramm zu überführen. STL steht für Surface Tesselation Language oder auch Standard Triangulation Language und wird in Kapitel 2.3 genauer erläutert. Es stehen an der Hochschule Aalen mehrere Scanner zur Verfügung. Der, für diese Arbeit verwendete Scanner, wird im Studiengang Maschinenbau verwendet und im Laufe der Arbeit noch genauer beschrieben.

Im Folgenden soll zunächst eine kurze Beschreibung der verwendeten Ohrmodelle stattfinden.

2.1.1 Ohrmuster der Ohrmuschel

Zum einen wurde für diese Arbeit ein Ohrmodell des äußeren Ohres verwendet, welches alle wichtigen anatomischen Strukturen der Ohrmuschel und dem Beginn des GG aufweist. Dieses Ohrmodell ist eine realistische Nachbildung

einer menschlichen Ohrmuschel. Die wichtigen Strukturen der menschlichen Ohrmuschel sind lt. Voogt: tragus, antitragus, incisura intertragica, incisura anterior, lobus auriculae, cavum conchae, cymba conchae, fossa triangularis, helix, anthelix, crus helices, crus anthelices, darwini, scapha, porus acusticus externus (vgl. Voogdt 2013, S. 27). In Abbildung 1 Aufbau der menschlichen Ohrmuschelsieht man eine vereinfachte Darstellung der wichtigsten Strukturen.

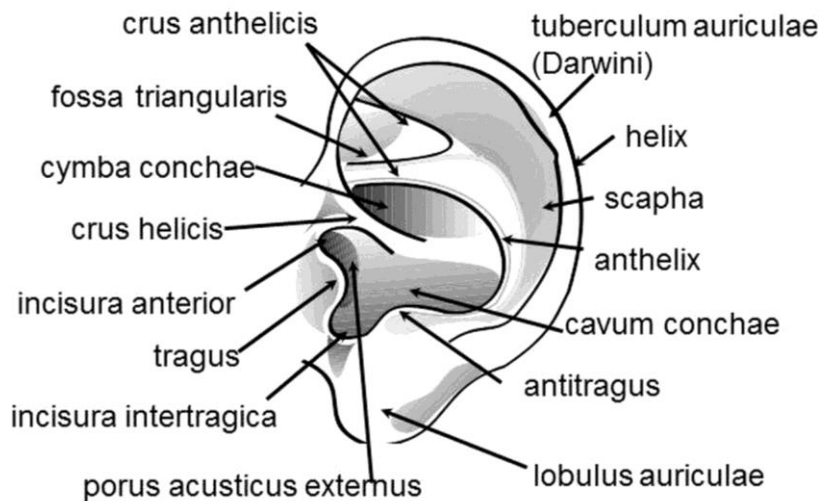


Abbildung 1 Aufbau der menschlichen Ohrmuschel¹

Durch das Vorkommen all dieser Strukturen (siehe Abbildung 2 Verwendetes Ausgangsohrmodell in Halterung– 4), eignete sich das ausgewählte Ohrmodell sehr gut, um es als Grundlage für den angestrebten 3D-Druck zu verwenden.

¹ Quelle: Philipp Heller Hansaton Akustik GmbH „IdO Expertenseminar“



Abbildung 2 Verwendetes Ausgangsohrmodell in Halterung



Abbildung 3 Ausgangsohrmodell (Seite)



Abbildung 4 Ausgangsohrmodell (hinten)

Beim vorhandenen Modell ist die Differenz der vorderen und hinteren Gehörgangswand überdurchschnittlich groß, da der Tragus sehr ausgeprägt ist und zudem die Abknickung der cavum conchae verhältnismäßig weit hinten liegt. Weiterhin fallen das Ohrläppchen und die Ohrmuschel, im Vergleich zum durchschnittlichen menschlichen Ohr, „kräftiger“ aus.

2.1.2 Tiefe Abformung bis kurz vor das Trommelfell

Zusätzlich zum Modell der Ohrmuschel wurde eine Ohrabformung verwendet, die für eine Studie zur Herstellung eines Kupplereinsatzes angefertigt wurde. Diese wurde kurz vor Beginn dieser Arbeit beendet. Die Ohrabformung ist in Abbildung 5 Verwendete Ohrabformung (vorne-seitlich-hinten) dargestellt.



Abbildung 5 Verwendete Ohrabformung (vorne-seitlich-hinten)

Im Vergleich zu einer in der Praxis typischen Abformung, wurde bei dieser Abformung die cyma conchae nicht mit abgebildet, weil die reine Größe und das daraus entstehende Volumen des Gehörgangs analysiert wurden. Das Fehlen der cyma ist nicht von Bedeutung, da diese im Modell der Ohrmuschel abgebildet wird und beim 3D-Scannen somit ebenfalls. Die Tiefe der durchgeführten Abformung ist in der Praxis ebenfalls nicht üblich, da eine Berührung des TF vermieden werden sollte (eine genaue Beschreibung zum Vorgehen bei der Ohrabformung folgt in Kapitel 3.5.1). Für die oben angesprochene Studie ist dies jedoch notwendig gewesen, da der komplette GG erfasst werden sollte. Für

eine möglichst detailgetreue Erstellung eines GG-scans eignete sich die Ohrabformung eher als typische Ohrabformungen, die den GG nur wesentlich kürzer abbilden. Bei der vorhandenen Ohrabformung ist es jedoch nicht gelungen den kompletten Teil des GG abzuformen. Vor allem die untere Gehörgangswand ist nicht komplett zu erkennen. Dies musste während der Bearbeitung im 3D-Programm ausgebessert werden. Ansonsten lässt sich sagen, dass von der bereits angefertigten Ohrabformung, in der gleichzeitig durchgeführten Studie zur Ermittlung des Gehörgangsvolumens mit anschließender Kupplereinsatzfertigung, enorm profitiert werden konnte. Eine derart tiefe Abformung kann durchaus unangenehm oder sogar schmerzhaft sein.

2.2 Scanverfahren

3D-Scanverfahren sind bereits in der Hörgeräteakustik etabliert. Diese werden verwendet, um Ohrabformungen einzuscannen, um sie anschließend per CAD bearbeiten zu können. Die Ohrabformungen werden wie beim klassischen Positiv-Negativ-Positiv(PNP)-Verfahren beschnitten und vorbereitet, um anschließend von einem Laser im 3D-Scanner abgetastet zu werden. Nach der Abtastung entsteht ein „[...] dreidimensionales Duplikat der vom Hörgeräte-Akustiker gefertigten Ohrabformung“ (Ulrich 2007, S. 118).

Der nächste Schritt zu einem 3D-Ohrmodell war somit das Einscannen der vorhandenen Modelle. Das Scannen war nötig, um digitale Daten zu erhalten, die dann im nächsten Schritt mittels spezieller Software bearbeitet werden konnten. Hierfür wurde ein 3D-Scanner verwendet. Dieser und die generelle 3D-Computertomographie sollen in diesem Abschnitt kurz und kompakt dargestellt werden. Die Beschreibung des 3D-Scanners stellt lediglich das generelle Prinzip dieser Scanverfahren dar.

Ein 3D-Scanner war zudem sehr wichtig, da ansonsten mittels spezieller Software ein Ohrmodell eigenständig hätte designt werden müssen, was wiederum unverhältnismäßig aufwendig gewesen wäre. Außerdem sind die 3D-Scanner in der Lage Scans herzustellen, die tief in Werkstücke oder Modelle eindringen, ohne sie zu beschädigen. Die gescannten Modelle wurden also dabei nicht zerstört und konnten danach weiter verwendet werden.

2.2.1 3D-Computertomographie

Die 3D-Computertomographie dient der digitalen Prüfung und Analyse von Werkstücken aus vorwiegend Metall und Kunststoff. Diese Messungen sind vom grundlegenden Prinzip ähnlich dem klassischen Röntgen, ermöglichen jedoch eine dreidimensionale Darstellung (vgl. General Electric Company 2015b). Die 3D-Computertomographie beruht ebenfalls auf Röntgenstrahlen, die die zu untersuchenden Werkstücke "durchdringen". Diese werden von Detektoren erfasst und es wird die Abschwächung (Attenuation) ermittelt. Die Differenz gibt Aufschluss über Dicke und Form des Werkstücks an jeder vermessenen Stelle. Mittels spezieller Software werden für alle Datensätze Einzelschnitte gebildet. Diese werden wiederum als Schnittbild zusammengefügt, welches das zu vermessende Objekt digitalisiert darstellt. Die 3D-Computertomographie findet gleichzeitig für alle Ebenen und Ansichten statt (vgl. Grillenberger 2007, S. 41–42). Jedes Volumenelement eines Objektes (Voxel) besitzt eine spezifische Dichte. Die Dichte wird ermittelt, als Grau- oder Farbwert codiert und in der Software dargestellt (vgl. vohtec Qualitätssicherung GmbH 2014). Dadurch gehen Informationen, die die Dicke von eingescannten Objekten betreffen, nicht mehr verloren. Ohne die rechnerische Ermittlung eines Computerprogramms, ist jedoch nicht bekannt, an welcher Stelle des Werkstück, die Strahlung, wie stark geschwächt wurde. Nur die Gesamtschwächung ist bekannt. Zur Lösung dieses Problems gibt es verschiedene Ansätze, um letztendlich ein komplettes, digitalisiertes Bild des Objektes zu erhalten (vgl. Grillenberger 2007, S. 42). Aus Umfangsgründen kann aber an dieser Stelle nicht weiter darauf eingegangen werden, da diese Ansätze, Rechenvorschriften und Algorithmen den Rahmen der vorliegenden Arbeit übertreffen würden. Diese sind für die Entwicklung eines 3D-Ohmodells zudem nicht von Bedeutung.

Ganz allgemein lässt sich sagen, das Ziel der Computertomographie liegt in der Ermittlung eines „Absorptionswertes“ für jeden Punkt in einem Objekt oder im menschlichen Gewebe. Dieser Wert steht für das „Ausmaß der Schwächung“ an jeder gemessenen Stelle, wodurch wiederum auf Dicke und Form geschlossen werden kann (vgl. Grillenberger 2007, S. 42).

2.2.2 Verwendeter 3D-Scanner und Software

Für die vorliegende Arbeit wurde der phoenix v|tome|x s, der mit einer Nanofokus-Röhre ausgestattet ist, verwendet. Diese Röhre sorgt für eine höchstmögliche Flexibilität (vgl. General Electric Company 2015b). Der Scanner wurde von dem Studiengang Maschinenbau der Hochschule Aalen zur Verfügung gestellt (siehe Abbildung 6 3D-Scanner Phoenix vltomelx s).



Abbildung 6 3D-Scanner Phoenix vltomelx s²

Das verwendete System aus Scanner und Software eignet sich hervorragend, um hochwertige Scans (Max. Voxelauflösung < 2 μm) von Objekten und Werkstücken zu erstellen (vgl. General Electric Company 2015b). Für die oben angesprochene, notwendige Rekonstruktion der Daten, um sehr vereinfacht gesagt ein digitalisiertes Gesamtbild zu erhalten, wurde das Programm phoenix datos|x verwendet. Phoenix datos|x wird zur „voll automatischen Datenaufnahme und Volumenverarbeitung in industriellen CT Systemen“ verwendet (General Electric Company 2015a). Anschließend mussten die Daten für die weitere Bearbeitung vorbereitet werden, hierzu dient das Computerprogramm VG Studio Max. „VGStudio MAX [...] für die Visualisierung und Analyse von CT-Daten[...] bietet einzigartige Möglichkeiten [...] hochpräzise und schnell auszuwerten.“ (Volume Graphics GmbH 2015).

² Quelle: General Electric Company

2.3 Bearbeitung der Ohrscans

Da CAD-Anwendungen nicht zu den Studieninhalten der Augenoptik und Hörakustik gehören, werden im Folgenden nur die für die Arbeit wichtigen Werkzeuge beschrieben. Dies soll keinesfalls eine Darstellung des kompletten Umfangs der verwendeten Programme sein. Zudem sind Beschreibungen möglichst einfach gehalten, um es ebenfalls fachfremden Lesern und Leserinnen der Arbeit zu vereinfachen die durchgeführten Schritte nachzuvollziehen. Weiterhin erhebt diese Arbeit keinen Anspruch auf vollständige Richtigkeit der Verwendung aller Werkzeuge.

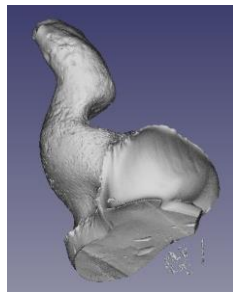


Abbildung 7 Scan der GG Abformung (frontal schräg)

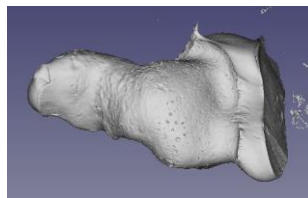


Abbildung 8 Scan der GG Abformung (Seite)

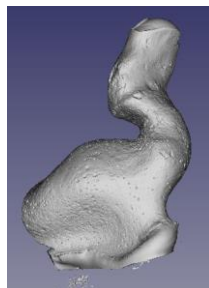


Abbildung 9 Scan der GG Abformung (unten)

Die Scan's der vorliegenden Modelle wurden als STL-Datei gespeichert. Die
Abbildung 7 Scan der GG Abformung (frontal schräg)Abbildung 9 Scan der GG

Abformung (unten) zeigen die 3D-Scan's der GG Abformung und in Abbildung 10 Scan Ohrmuschel (schräg vorne) und Abbildung 11 Scan Ohrmuschel (hinten) sind die 3D-Scan's der Ohrmuschel dargestellt.



Abbildung 10 Scan Ohrmuschel (schräg vorne)

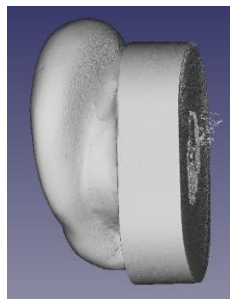


Abbildung 11 Scan Ohrmuschel (hinten)

STL ist das gängigste Format und gilt als Industriestandard, welcher von beinahe jeder Rapid-Prototyping-Maschine verarbeitet werden kann. Rapid-Prototyping dient der schnellen Fertigung von Prototypen, um essentielle Funktionen schon in der Entwicklungsphase zu testen. Falls Fehler oder Schwächen erkannt werden, muss nicht eine komplette „Produktionsstraße“ geändert werden. Somit werden Kosten eingespart. Durch das Scanverfahren lagen die verwendeten Ausgangsmodelle bereits als Netze aus Dreiecksflächen vor. Hierbei wird auch von Triangulation gesprochen, der Darstellung eines Körpers unter Verwendung von Dreiecksfacetten, die durch Eckpunkte und eine Flächennormale durch das Programm festgelegt werden. Krümmungen in eingescannten Modellen, können durch die Dreiecke nur angenähert werden. Eine geringere Anzahl an Dreiecken pro Fläche bedeutet zwar eine kleinere Datenmenge, jedoch ist das Modell nur sehr ungenau wiedergegeben. Dadurch können Ungleichmäßigkeiten in der Oberflächenbeschreibung entstehen. Hier

gilt also: so wenige Dreiecke wie möglich, so viele wie nötig, um eine möglichst detailgetreue Nachbildung zu erreichen, bei gleichzeitig geringer Datenmenge.

Die Grundlage für einen 3D-Druck sind stets Volumenmodelle. Diese beinhalten das komplette Objekt und, im Gegensatz zu einer Netzdarstellung, nicht nur die Kanten eines eingescannten Modells. Volumenmodelle sind immer vollständig gefüllte Objekte, um zu verhindern, dass beim Druck nur minimal dünne Wände gedruckt werden (vgl. Fastermann 2012, S. 7).

2.3.1 Geomagic Design X

Das Geomagic Design X Programm dient der Verarbeitung von 3D-Scan-Daten um CAD Modelle zu erstellen, die anschließend per 3D-Drucker gedruckt werden können. Dieses Programm bietet laut Hersteller zahlreiche Funktionen, um auch unvollständige Scan's zu bearbeiten und fertigzustellen (3D Systems 2013, S. 2–3). Gerade die Erweiterung von vorhandenen Ohrscan's wäre in der vorliegenden Arbeit sehr hilfreich gewesen, da zwei verschiedene Scan's vorlagen, die zusammengefügt werden mussten. Es hat sich jedoch gezeigt, dass es für diese Anforderung ein geeigneteres Programm gibt (vgl. Kapitel 2.3.2). Zudem musste an der verwendeten Ohrabformung ein Teil des TF bzw. des knöchernen GG angefügt werden, welcher nicht mit abgeformt wurde. Das verwendete Computerprogramm hat zusätzliche Funktionen, um die Qualität des Scan's zu prüfen und die Oberflächengüte zu bestimmen. Diese Funktion war ebenfalls hilfreich, da eine Ohrabformung stets anatomisch bedingte Ungleichmäßigkeiten aufweist.

Geomagic Design X (ehemals Rapidform) ist geeignet, um eingescannte Dateien vorzubereiten. Die Ohrmodelle wurden mit einem 3D-Scanner eingescannt und konnten so anschließend im Geomagic Programm bearbeitet werden. Wenn Modelle eingescannt und als STL-Datei gespeichert werden, so entstehen Netze, die wiederum aus einer Aneinanderreihung von Dreiecken bestehen. Diese Netze lassen sich in Geomagic aufbereiten. Auch ohne Vorwissen, mit Hilfe der im Programm vorhandenen Tutorials, können die notwendigen Schritte erlernt werden. Die vorhandenen Scan's waren sehr hochwertig, trotzdem mussten teilweise Löcher geschlossen, Oberflächen geglättet und kleine Schäden am genutzten Ohrmodell, die durch Gebrauch zwangsläufig entstehen,

ausgebessert werden. Diese Schritte waren notwendig, um beim 3D-Druck ein geschlossenes und hochwertiges Modell zu erhalten. Im Geomagic Design X gibt es unterschiedliche Bearbeitungsmodi. Der wichtigste für diesen ersten Schritt ist der „Netz-Modus“ (siehe Abbildung 12 Startbildschirm im Netz-Modus im Programm Design X).

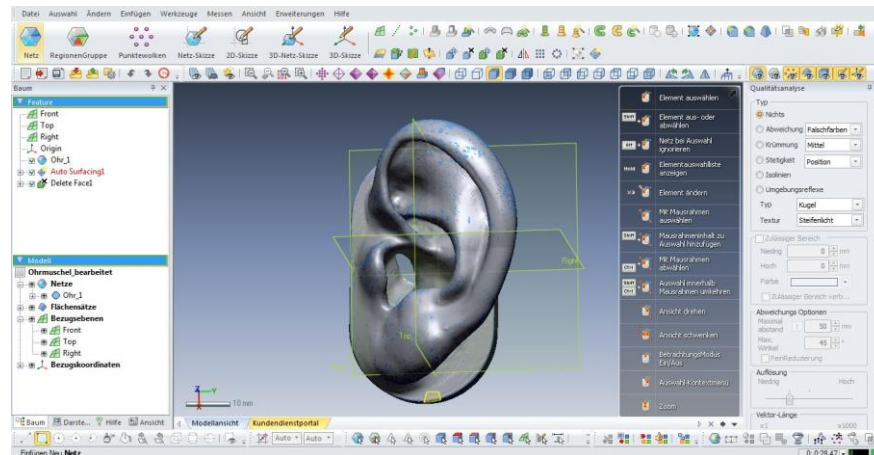


Abbildung 12 Startbildschirm im Netz-Modus im Programm Design X

Hier ließen sich die folgenden Arbeiten durchführen: „Fehler finden“, „Löcher schließen“, „Merkmale entfernen“ und „Bereinigungsassistent“.

Erster Schritt war den Bereinigungsassistenten durchlaufen zu lassen (siehe Abbildung 13 Bereinigungsassistent im Programm Design X).

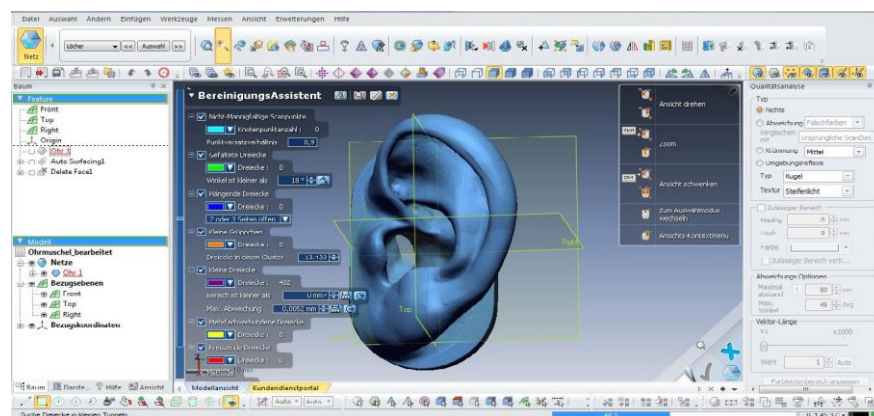


Abbildung 13 Bereinigungsassistent im Programm Design X

Dieser prüfte u.a., ob Dreiecke mehrfach verbunden waren, gar keine Verbindung hatten oder dem Gesamtbild nicht entsprechend verbunden waren.

Anschließend wurden unerwünschte Löcher geschlossen. Hierbei half das Programm, da es den Scan nach Löchern untersuchte und mit den Pfeiltasten war es möglich von Loch zu Loch zu gelangen und es mit dem „Ok“ Button zu schließen (siehe Abbildung 14 Löcher finden im Programm Design X).

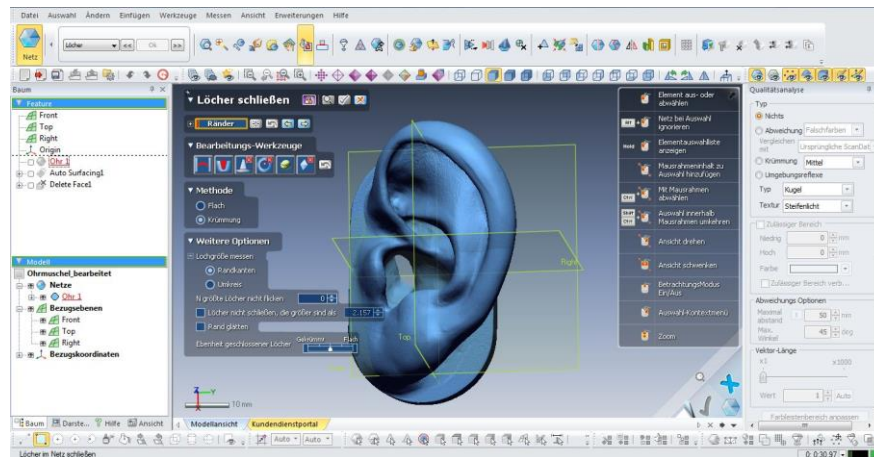


Abbildung 14 Löcher finden im Programm Design X

Waren Löcher zu groß oder ungleichmäßig, wurde das „Überbrücken“ verwendet. Hierdurch entstehen aus einem großen, ungleichmäßigen Loch mehrere kleine und es fällt dem Programm anschließend leichter die Löcher zu schließen. Falls notwendig, gab es die Möglichkeit, noch „Dreiecke zu entfernen“ (siehe Abbildung 15 Dreiecke entfernen im Programm Design X).

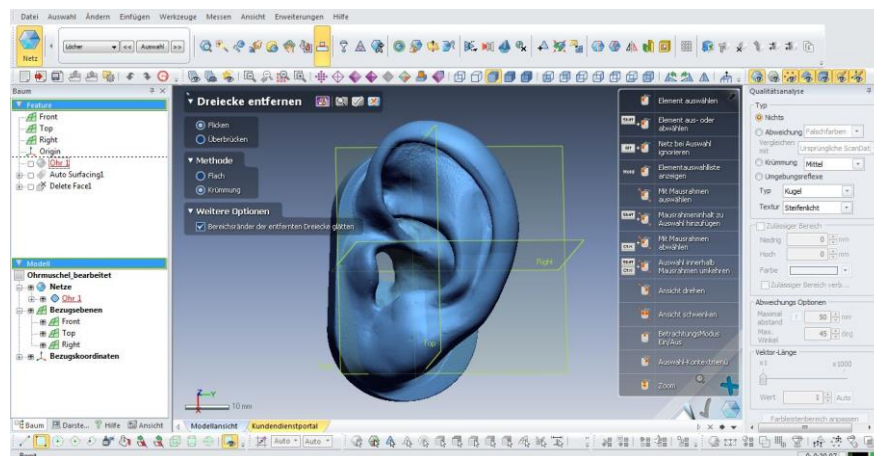


Abbildung 15 Dreiecke entfernen im Programm Design X

Hierbei ging es vor allem um Fehler an den gescannten Modellen, die das menschliche Ohr nicht aufweist. Beispielsweise wurden kleine Kerben gefüllt

(Kerben werden nicht als Löcher erkannt, da alle Dreiecke verbunden sind) oder hervorstehende Spitzen geglättet. Abschließend wurde, wie in Abbildung 16 Fehler suchen im Programm Design X dargestellt, das "Fehler suchen" Werkzeug verwendet, um nach der Bearbeitung wiederum mehrfachverbundene Dreiecke, kreuzende Dreiecke, redundante Dreiecke und hängende oder umgekehrte Dreiecke zu finden und zu löschen.

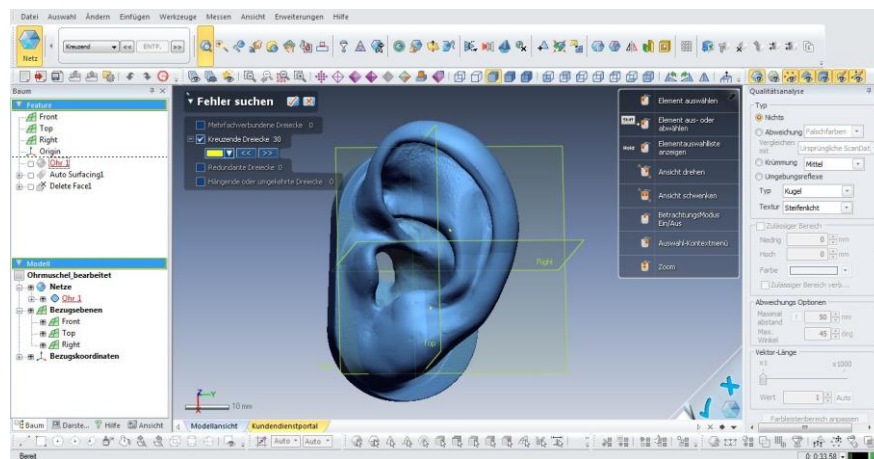


Abbildung 16 Fehler suchen im Programm Design X

Dieses Werkzeug ist sehr ähnlich zum „Bereinigungsassistenten“, wurde aber zum Ende der Bearbeitung durchgeführt. Die genaue Bearbeitung und das Zusammenfügen waren allerdings mit diesem Programm nur bedingt möglich, trotz anderer Auskunft des Herstellers. Genauer gesagt, war es schwieriger durchzuführen als mit den in der Hochschule verwendeten und gelehrt CAD Programmen. Aus diesem Grund wurde auf Empfehlung der betreuenden Mitarbeiter der Hochschule, die ein umfassendes Fachwissen im Bereich CAD-Anwendungen besitzen, auf die Nutzung von Geomagic Design X verzichtet und für die weiteren notwendigen Arbeitsschritte das Programm Creo Parametric verwendet.

2.3.2 Creo Parametric Academic Edition

Das zweite, zur Bearbeitung der Scans notwendige Programm, war das bereits erwähnte Creo Parametric Academic Edition 2.0. Für diese weitere Bearbeitung war ein erhebliches Fachwissen notwendig, da es nicht ohne weiteres möglich war, Flächen zu verlängern oder zu verbinden, zu verkleinern oder zu vergrößern.

ßern. Für alle Bestandteile der vorliegenden Scan's mussten Punkte und Ebenen eingefügt werden, um diese anschließend nach individuellen Wünschen bearbeiten zu können. Ein hohes Maß an Erfahrung und Übung sind dafür notwendig. Es war nicht möglich für einen fachfremden Studenten, in der vorgehesehen Bachelorarbeitszeit von vier Monaten, die Grundlagen und Fähigkeiten zu erlernen, die notwendig waren, um das 3D-Ohrmodell alleine zu designen. Aus diesem Grund wurden zur Bearbeitung der Scan's Mitarbeiter der Hochschule Aalen aus dem CAD/CAM Zentrum hinzugezogen. Zudem benötigten diese Arbeiten eine gewisse Zeit, auch für bereits erfahrene Anwender. Im normalen Hochschulbetrieb werden Modelle von Grund auf gestaltet und verändert, die vorliegende Arbeit verlangte es aber, dass bestehende Modelle zusammengefügt werden mussten. Dies gehört für die Mitarbeiter des CAD/CAM Zentrums der Hochschule Aalen nicht zu der täglichen Arbeit.

PTC Creo Parametric dient der Produktentwicklung im 3D-CAD. Es lassen sich Analysen durchführen, gerenderte Darstellungen und Animationen erstellen. Aufgrund der beschleunigten Konstruktion lässt sich die Produktivität in Industrieunternehmen oder überall dort, wo CAD Anwendung findet, erhöhen (PTC Inc. 2014). Mit diesem Programm wurden die weiteren Schritte durchgeführt. Die Scan's wurden an überflüssigen Stellen beschnitten. Die Abbildung der cavum conchae der Ohrabformung wurde zum Beispiel nicht benötigt, ähnlich wie der Übergang zum knorpeligen Teil des GG und der erste Knick des GG. Diese Teile waren sowohl am Ohrmodell vorhanden, als auch an der Ohrabformung, sodass der Teil der besser zu den Literaturdaten passt, beibehalten wurde. Weiterhin wurde der nicht abgebildete Teil, vorwiegend die untere und obere Gehörgangswand zum TF hin, mit dem Programm erweitert und ein Ende gestaltet, welches in Größe und Lage dem TF möglichst nah kommt. Hier mussten Punkte und Ebenen eingefügt werden, die es durch Versatz und Drehung ermöglichten, den Scan zu verlängern und zu beschneiden. Allerdings immer in einer gewissen Abhängigkeit zueinander. Eine gedrehte Ebene, bei Verlängerung der einen Seite, verkürzt dafür eine andere. Weiterhin konnten die Ebenen lediglich in einem Winkel zur Ausgangsebene gedreht werden. Dies erschwerte die exakte Darstellung bzw. Nachbildung des TF.

Ziel der Bearbeitung war es, eine möglichst genaue Nachbildung des menschlichen GG zu erhalten, bei gleichzeitiger Beachtung der Lage und Größe des TF. Das Ergebnis der Bearbeitung der Einzelscans ist in Abbildung 17 Ergebnis der Bearbeitung der einzelnen Scan's zu sehen.

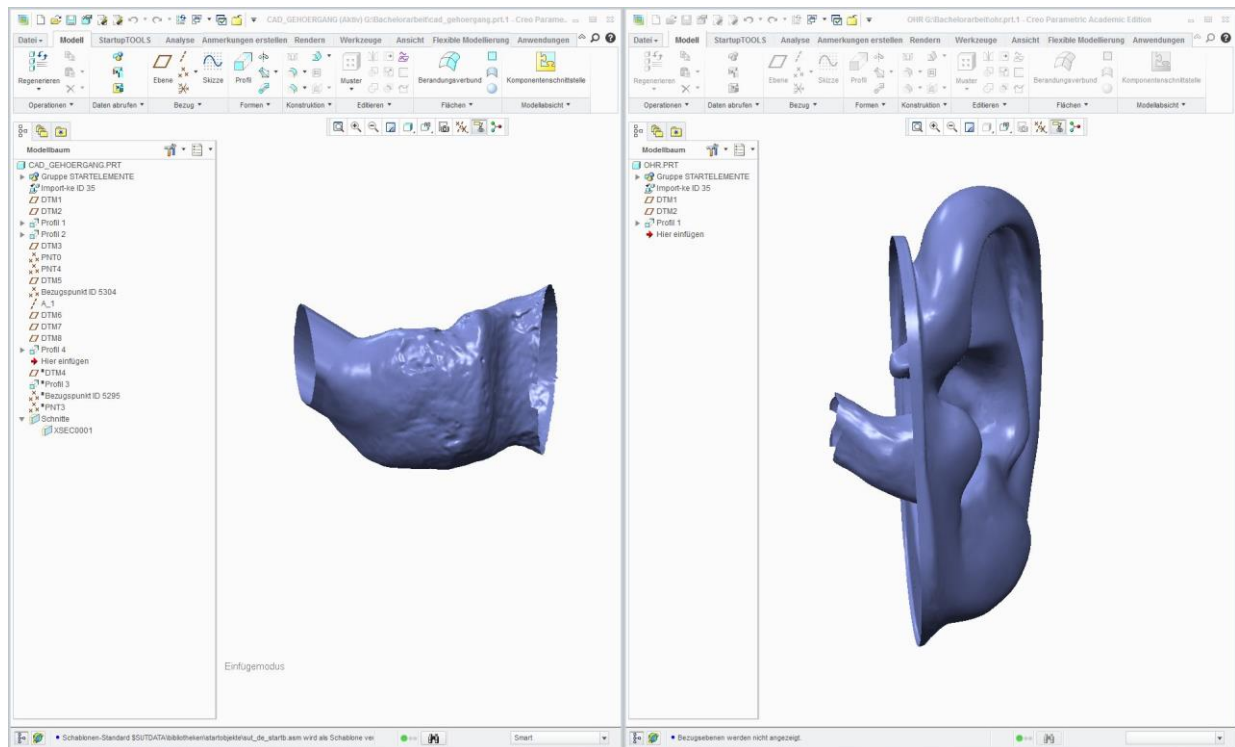


Abbildung 17 Ergebnis der Bearbeitung der einzelnen Scan's

Als nächstes wurden die einzelnen Scan's zusammengefügt. Hierbei war es notwendig, eine möglichst gleich dicke Stelle an den Gehörgangsteilen zu finden, um das Zusammenfügen zu vereinfachen. Die Verbindungsstellen wurden wiederum mit Ebenen „glatt“ beschnitten, sodass sie durch Verbindungswerkzeuge zusammengefügt werden konnten. Das Ergebnis wird in Abbildung 18 Zusammengefügte Scan's dargestellt.

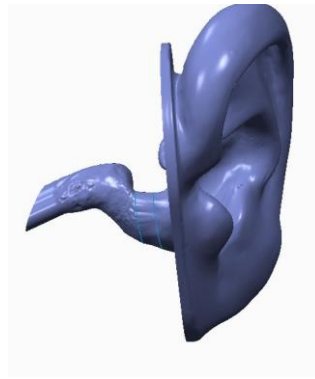


Abbildung 18 Zusammengefügte Scan's

Zuletzt wurde dann, um den bearbeiteten GG herum, ein festes Konstrukt erstellt, welches einen festen Stand gewährleistet. Dieser Sockel sollte so gestaltet werden, dass die senkrechte Ebene der Ohrmuschel im 90° Winkel zum Boden des Sockels steht. Hierdurch wurde kein zusätzlicher Unterbau gebraucht, welches das 3D-Ohrmodell hält (siehe Abbildung 19 3D-Ohrmodell mit Sockel).

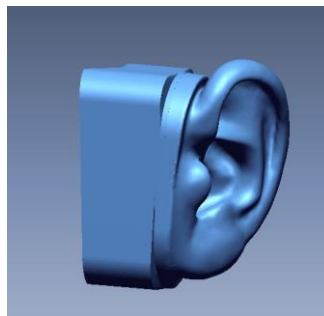


Abbildung 19 3D-Ohrmodell mit Sockel

2.3.3 Abschnittseinteilung des kompletten Ohrscan's

Bevor das Ohrmodell gedruckt werden konnte, musste noch eine Abschnittseinteilung stattfinden. Dabei wurde, in Anlehnung an das menschliche Ohr, das zu druckende Modell in drei Abschnitte eingeteilt. Diese Abschnitte sollten es erleichtern, anschließend zu bestimmen, welcher Teil des Ohrmodells in welchem Härtegrad gedruckt werden sollte. Es wurde also das Ohrläppchen als eigenständiger Bereich und der Rest der Ohrmuschel zusammen mit dem knorpeligen Teil des GG als zweiter Bereich bestimmt. Der dritte Teil symbolisiert den knöchernen Teil des Gehörgangs. Im folgenden Abschnitt wird

erläutert, wie die Abschnittseinteilung durchgeführt wurde. Diese Beschreibung ist ebenfalls eine möglichst kurz gehaltene, stark verallgemeinerte Ausführung eines sehr komplexen Themas, um die fachspezifische Thematik möglichst einfach wiederzugeben.

Um ein Modell in unterschiedlichen Härtegraden ohne Übergänge zu drucken, sind fünf Phasen notwendig. Diese Phasen sind zur Übersicht stark vereinfacht:

- Model Design als STL speichern
- Geometrien in einem dritten Programm auf Fehler überprüfen
- STL Files importieren und aufteilen
- Model Material wählen
- das Modell zu guter Letzt drucken. (vgl. Objet Geometries 2008, S. 2)

Für die vorliegende Arbeit bedeutete dies, dass jeder Bereich als einzelne STL-Datei mit demselben Bezugspunkt vorliegen musste. Somit als Baugruppe und nicht als verbundenes Model. Es wurden also mindestens drei Einzelkörper benötigt. Eine STL-Datei für das Fettgewebe (Ohrläppchen), eine für den knöchernen Gehörgang und für den knorpeligen Teil und die Ohrmuschel. Demnach wurde das bereits komplette 3D-Ohrmodell nochmals bearbeitet und in die wichtigen, einzelnen Bestandteile aufgeteilt (siehe Abbildung 20 - Abbildung 22).

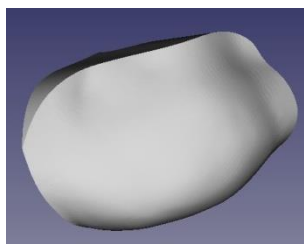


Abbildung 20 Einzelbauteil Ohrläppchen

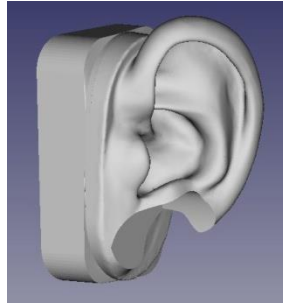


Abbildung 21 Einzelbauteil Ohrmuschel und knorpeliger GG

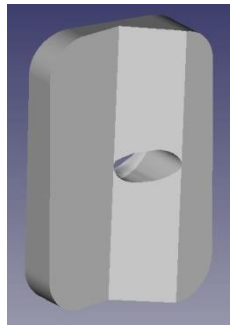


Abbildung 22 Einzelbauteil knöcherner GG

Um eine Aufteilung in Baugruppen zu erhalten, musste das Modell zunächst wieder beschnitten und jeder einzelne Abschnitt als STL-Datei gespeichert werden. Dies ist ebenfalls mit dem Programm Creo Parametric durchgeführt worden. Es wurden hierfür wieder Punkte, Ebenen und Flächen verwendet, um die Abschnitte voneinander zu trennen. Bei der Ohrmuschel wurde hierfür ein „Spline“ verwendet. Aus dieser freihändig gewählten Linie konnte anschließend eine Ebene entwickelt werden. Somit ließ sich die Ohrmuschel besser "abtrennen", da diese weder rund noch eckig ist und man ansonsten zu viel oder zu wenig beschnitten hätte. Wichtig war, dass die einzelnen STL-Dateien denselben Nullpunkt hatten, sodass die Einzelteile von der Maschinensoftware des 3D-Druckers wieder passgenau zusammengesetzt werden konnten. Dieses wurde erreicht, indem für alle Dateien dasselbe Koordinatensystem (bestehend aus X-, Y- und Z-Achse) verwendet wurde. Übereinstimmendes Koordinatensystem bedeutete in diesem Fall gleicher Bezugspunkt und dadurch wurde ein, für das komplette Modell geltender, Nullpunkt erreicht.

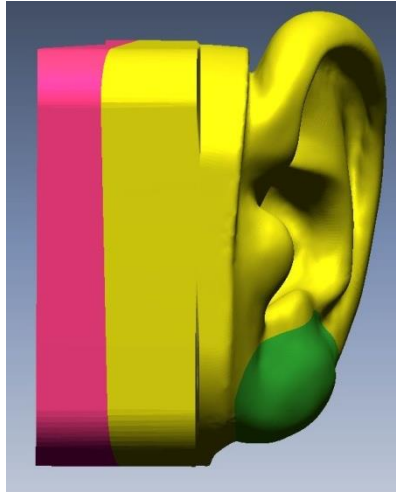


Abbildung 23 Ohrmodell in farbiger Darstellung der einzelnen Abschnitte, die in unterschiedlichen Härtegraden gedruckt werden (vorne)

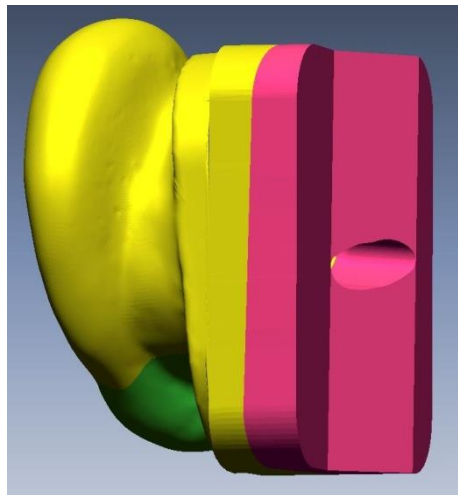


Abbildung 24 Ohrmodell in farbiger Darstellung der einzelnen Abschnitte, die in unterschiedlichen Härtegraden gedruckt werden (hinten)

2.4 Verwendete 3D-Druck Verfahrenstechnologie

Es gibt eine Vielzahl von 3D-Druckverfahren. Die gängigen Verfahren zur Herstellung von Otoplastiken sind das Selektive Lasersintern (SLS Verfahren), die Stereolithografie (SLA), das Digital Light Processing (DLP) und der „klassische“ 3D-Druck.

Beim SLS liegt das Material in Pulverform vor, welches schichtweise aufgetragen und mittels CO₂-Laser verschmolzen wird. Im direkten Vergleich zum klassischen PNP-Verfahren (Positiv-Negativ-Positiv) soll sich ein angenehmerer

und passgenauere Sitz ergeben. Beim SLA liegt das Material in flüssiger Form vor und wird mittels Laser im UV-Wellenlängenbereich ausgehärtet. Beim DLP wird, im Gegensatz zu den ersten beiden Verfahren, kein teurer Laser verwendet. Die Aushärtung findet mit Licht im sichtbaren Bereich statt, welches ein Projektor erzeugt. Dieser ist deutlich günstiger als ein Laser. Die Herstellung einer Otoplastik im 3D-Druckverfahren benötigt zusätzliches Stützmaterial, welches nach dem Druck ausgespült wird. Alle Verfahren drucken die Modelle schichtweise (vgl. Ulrich 2007, S. 119–120).

Für die vorliegende Arbeit bzw. den Druck des Ohrmodells wurde die PolyJet-3D-Drucktechnologie von Stratasys verwendet. Diese ist additiv, äußerst präzise und detailgetreu. Durch dieses Druckverfahren ist es möglich, eine Genauigkeit von 0,1 mm zu erreichen. Zudem erzeugt sie glatte Oberflächen, geringe Wandstärken und erleichtert den kompletten Entwicklungsprozess (vgl. alphacam GmbH 2015a, S. 3). Ganz allgemein gehört dieses Verfahren zu den Druckverfahren, die mit flüssigen Bauteilen drucken, die anschließend ausgehärtet werden müssen.

Der für den Druck des Ohrmodells verwendete Drucker arbeitet, sehr verallgemeinert, wie ein gängiger Tintenstrahldrucker. Dabei werden zeilenweise Photopolymer-Acrylharze aufgetragen. Es können durch die sehr feinen Düsen sehr genaue Details dargestellt werden. Diese bewegen sich auf der X und Y Achse und das Material wird aufgetragen. Dies muss anschließend mittels einer UV-Lampe ausgehärtet werden. Durch das sofortige Aushärten nach jeder Schicht, sind die gedruckten Modelle sofort einsatzbereit. Dies ist ein großer Vorteil gegenüber anderen Technologien. Die Auflösung liegt laut alphacam bei 600x600 dpi in der X bzw. Y Achse und je nachdem welcher Drucker gewählt wird bei 900 bis 1600 dpi in der Z-Achse (vgl. alphacam GmbH 2015b, S. 2). „dpi steht für „dots per inch“ also für „Punkte pro Zoll““ (Headquarters Hamburg, S. 1).

Der 3D-Druck wird von der ObjetStudio Software kontrolliert. Diese ist in der Lage dort wo es nötig ist, eigenständig notwendige Stützkonstruktionen zu berechnen und Stützmaterial "anzubringen". Nach kurzer Aushärtungsphase erfolgt in der Z Achse eine exakte Absenkung und die Aufbringung der nächsten

Schicht. Das Stützmaterial kann, nach Fertigstellung eines Modells, problemlos ausgespült werden (vgl. alphacam GmbH 2015a, S. 3). Die Entfernung des Stützmaterials mit einem Wasserstrahl erforderte es, dass das Ohrmodell zu zwei Seiten offen sein musste. Aus diesem Grund wurde kein TF erstellt, sondern ein Loch am Ende des GG. Dieses Loch sollte, so gut es die 3D-Bearbeitung ermöglichte und der Gehörgangsscan zuließ, dem TF in Größe und Lage entsprechen.

„Aufwändiges Kleben oder Nachbearbeiten ist nicht erforderlich.“ (alphacam GmbH 2015c, S. 3). Dies erleichterte die direkte Verwendung des gedruckten Modelles, sodass dieses unmittelbar nach dem Druck in den Bereichen „In-situ-Sondenschlauchplatzierung“ und „Ohrabformung“ angewendet werden konnte.

Die PolyJet 3D-Drucksysteme der Connex-Familie sind in der Lage drei unterschiedliche Härtegrade zu drucken (vgl. alphacam GmbH 2015a, S. 3). Das angesprochene Verfahren wird zur genauen Visualisierung von Werkstücken, Bauteilen oder Objekten herangezogen, um möglichst übergangs- und kantenfrei drucken zu können (vgl. alphacam GmbH 2015a, S. 4). Aus diesem Grund eignete es sich, um den vorliegenden 3D-Ohrdruck zu realisieren. Wie in Kapitel 3.3 noch genauer beschrieben, besteht das menschliche Ohr aus Strukturen mit unterschiedlichen Härtegraden. Diese Härtegrade sollten bei dem angestrebten Ohrmuster ebenfalls berücksichtigt werden. Zudem sollten die eingescannten Modelle möglichst detailgetreu digitalisiert und anschließend wiedergegeben werden.

2.4.1 Verwendeter 3D-Drucker

Nachdem die Ohrscan's mit den PC Programmen Design X und Creo Parametric bearbeitet, die Abschnitte eingeteilt und an alphacam zum Druck übermittelt wurden, folgt nun an dieser Stelle eine kurze Beschreibung des verwendeten 3D-Druckers „Objet260 Connex2“ der Firma alphacam. Dieser Drucker gehört zu den PolyJet-Multimaterial 3D-Druckern der Firma Stratasys. Die Entscheidung für diesen Drucker ist dadurch begründet, dass dieser einige Funktionen aufweist, die für die vorliegende Arbeit von Bedeutung waren und zudem eine hohe Materialvielfalt zulässt. Die, für diese Arbeit, wichtigen Funktionen sind im Folgenden kurz aufgelistet:

- Gleichzeitiges Verarbeiten, Kombinieren und Mischen von bis zu drei unterschiedlichen Grundmaterialien
- Mehrkomponenten-Modelle in einem Druck (hart/weich)
- Shore A Härtegrade 27, 30, 35, 40, 50, 60, 70, 75, 85 und 95
- Verarbeiten von verschiedenen Photopolymerharzen: - fest und blickdicht (VeroWhitePlus, VeroBlue, VeroBlackPlus, VeroGray, VeroCyan, VeroYellow, VeroMagenta) - Transparent (VeroClear, RGD720) - Gummiartig (TangoGray, TangoBlack, TangoPlus, TangoBlackPlus)
- Wärmebeständig
- Bioverträglich (vgl. alphacam GmbH 2015a, S. 11)

2.4.2 Verwendetes Material für den 3D-Druck

„Die PolyJet-Technologie verwendet flüssige UV-empfindliche Acrylharze (Photopolymere), welche nach dem Härten durch UV-Licht verschiedenste mechanische und optische Eigenschaften aufweisen.“ (alphacam GmbH 2015a, S. 4). Sowohl Modell- als auch Stützmaterial sind photopolymer Harze. Das Stützmaterial kann auch an sehr komplexen Details und Modellen verwendet werden (vgl. alphacam GmbH 2015b, S. 2). Hierbei stellte sich die Frage, ob sich die verwendeten Materialien und die Ohrabformmaterialien trennen lassen würden oder ob es dabei zu Verbindungen kommen kann, die es verhindern die Ohrbaformung vollständig und unversehrt aus dem Ohrmodell zu bekommen.

Ein mögliches Mischen der Grundmaterialien lässt eine Vielzahl von Materialeigenschaften „in Bezug auf Zugfestigkeit, Bruchdehnung, Temperaturformbeständigkeit und Shore-A Flexibilität“ zu, die in einem Modell gedruckt werden können. Es lassen sich somit Mehrkomponenten-Modelle erstellen, die zudem unterschiedliche Härtegrade aufweisen. Sowohl farbige als auch transparente Modelle sind erzeugbar (vgl. alphacam GmbH 2015a, S. 3). Vor allem die Möglichkeit, transparente Modelle zu drucken, war für das Ohrmodell von großer Bedeutung. Das fertige Ohrmodell sollte transparent sein, damit von außen beurteilbar ist, wie gut zum Beispiel die „Schutz“-Watte platziert wurde oder wie tief sich der In-situ-Sondenschlauch im GG befindet.

Demnach war die Transparenz eine wichtige Anforderung, die es zu erfüllen galt.

„Simulation verschiedener Shore-A Härtegrade (27, 30, 35, 40, 50, 60, 70, 85 und 95) durch Kombination eines festen und eines flexiblen Grundmaterials“ (alphacam GmbH 2015a, S. 4). Dies sprach ebenfalls für die Verwendung des dargestellten Verfahrens. Die unterschiedlichen Härtegrade sind für ein möglichst detailgetreues Ohrmodell sehr wichtig. Auf die Einordnung der anatomischen Strukturen in verschiedene Härteskalen wird in Kapitel 3.3 genauer eingegangen.

3 Stand der Forschung und Technik

3.1 Anatomie des äußeren Ohres

Ziel dieser Arbeit ist es, ein 3D-Ohrmodell zu entwickeln, welches den anatomischen Vorgaben aus der Literatur und den Lehrinhalten der Berufsschulen, Universitäten und Fachhochschulen gerecht wird. Voraussetzung dafür ist, eine ausführliche Darstellung und Beschreibung der anatomischen Strukturen, wie sie in der Literatur zu finden sind. Die für das Ohrmodell wichtigen Strukturen sind die Ohrmuschel, der GG und das TF. Die Beschreibung der Physiologie und der genaue Aufbau der einzelnen Strukturen ist für das Ziel der Arbeit nebensächlich und wird nicht weiter beleuchtet.

3.1.1 Ohrmuschel

Die Ohrmuschel besteht aus einem Knorpelgerüst, der ihr die Form und die charakteristischen Eigenschaften gibt. Das Knorpelgerüst ist mit einer Hautschicht bedeckt. Auf der Rückseite der Ohrmuschel befindet sich zudem eine schmale Fettschicht. Das Ohrläppchen allerdings ist komplett knorpelfrei und besteht nur aus Fett und Haut (vgl. Reiß Michael 2011). Dies bedeutete für den zu fertigen 3D-Druck, dass der äußere Teil des Ohres, der der Ohrmuschel entspricht, mindestens zwei unterschiedliche Shore-Härten aufweisen muss. Das Ohrläppchen sollte sehr weich sein und der Großteil des Ohres, der sonst aus Knorpel besteht, muss härter sein.

Das durchschnittliche, menschliche Ohr weist laut Ipaktchi und Gohritz eine Höhe von 6 - 6,5 cm auf, bei einer Breite von ungefähr 3,5 cm. Der Helix-Mastoid Abstand soll zwischen 17-21 mm schwanken, liegt also demnach bei circa 30° (vgl. Ipaktchi und Gohritz 2011, S. 134). Nach Strutz und Mann schwankt dieser Winkel zwischen 25-45° (vgl. Strutz und Mann 2009, S. 6). Diese Vorgaben wurden vom vorhandenen Ohrmuschelmodell erfüllt, daher eignete es sich, um als Grundlage für den 3D-Druck herangezogen zu werden. Es gibt 3 Knorpelarten, jedoch ist für die Betrachtung der Ohrmuschel der elastische Knorpel entscheidend. In seiner „Grundsubstanz kommen außer Kollagenfasern viele elastische Fasern vor.“ Dies macht den elastischen Knorpel weicher und flexibler als im Vergleich den hyalinen Knorpel, der unter anderem in Gelenken zu finden ist (vgl. Junqueira und Carneiro 1986, S. 160). „Die Ohrmuschel besteht aus einem mit dem Perichondrium fest zusammenhängenden Hautüberzug von ca. 0,8-1,2 mm Dicke(...)“ (Brunner und Weerda 2004, S. 1). Dies war für das zu druckende Modell weniger von Bedeutung. Lediglich die gesamte Ohrstruktur konnte gedruckt werden, da keine Aufteilung zwischen Knorpel oder Knochen und dem „Hautüberzug“ getroffen werden konnte. Es soll nur der Vollständigkeit halber erwähnt werden.

3.1.2 Gehörgang

Der äußere GG wird in knorpeligen und knöchernen Teil eingeteilt. Je nach gemessenem Teil (vorne, hinten, oben, unten) ist der GG unterschiedlich lang. Er misst zwischen 3 bis 3,5 cm. Der Übergang vom knorpeligen zum knöchernen Teil wird Isthmus genannt, da sich an der Stelle eine Verengung befindet. Zudem macht der GG hier einen Knick. Der Knorpel des GG ist die Fortsetzung des Ohrmuschelknorpels. Der knorpelige Gehörgangsteil ist, im Vergleich zum knöchernen GG, beweglich (vgl. Lenarz und Boenninghaus 2012, S. 10). Es war somit sinnvoll, den Härtegrad für die Ohrmuschel auch für den knorpeligen GG zu wählen. Somit entstand ein möglichst genaues und verhaltensähnliches Ohrmodell. Aus diesem Grund gelten folgende Ausführungen zum Härtegrad sowohl für den Knorpel der Ohrmuschel, als auch für den knorpeligen GG.

Zum Verlauf des GG lässt sich sagen, dass dieser nach Knick an der cavum conchae zunächst leicht nach schräg hinten verläuft, anschließend einen Knick

macht und weiter nach schräg vorne verläuft. Aufgrund dieses Verlaufs wird die Ohrmuschel nach hinten oben gezogen, um eine bessere Einsicht bei der Otoskopie zu erhalten (vgl. Jahn und Santos-Sacchi 2001, S. 55). Diesen Verlauf sollte das 3D-Ohrmodell ebenfalls aufweisen, um eine möglichst detailgetreue Nachbildung eines menschlichen Ohres zu erhalten.

Der äußere GG ist „8-11 mm breit, 5-8 mm hoch und S-förmig gebogen.“ Der knorpelige Teil ist mit einer dicken Hautschicht überzogen, der knöchernen Teil lediglich nur mit einer dünnen Haut. Die Haut im knorpeligen Teil ist laut Ulrich und Hoffmann 1,5 bis 2 mm dick, im knöchernen GG 0,1-0,15 mm. Dies führt dazu, dass der knöchernen GG bei Berührung sehr schmerzempfindlich ist (vgl. Ulrich und Hoffmann 2011, S. 31–32). Die Gehörgangsweite schwankt sehr. Im knorpeligen Teil liegt sie zwischen 9-11 mm, im Isthmusbereich (Übergang Knochen - Knorpel) zwischen 5-7 mm (vgl. Strutz und Mann 2009, S. 7). Da diese Maße nur Mittelwerte sind und der GG, ähnlich wie der menschliche Fingerabdruck, sehr individuell ist, ist es unproblematisch, dass die Maße bei der 3D-Bearbeitung zur Erstellung des Ohrmodells nicht genau eingehalten werden konnten.

„Vorn und vorn unten ist die Wand des Meatus acusticus externus etwa 4 mm länger, oben und hinten kürzer, als diese Maße,[...]“ (Lang 2013, S. 17). Dieser Längenunterschied ergibt sich zum einen aus der Schrägstellung des Trommelfells (vgl. Kapitel 3.1.3). Zum anderen aus dem „Hervorstehen“ des Tragus, der lateralwärts weiterläuft als der Knick der cavum conchae. Der gefertigte 3D-Druck weist diesen Längenunterschied ebenfalls auf.

Der Winkel zwischen Vorderwand des knorpeligen Teils und der des knöchernen Teils liegt im Mittel bei 145° (99-188°). Dieser wird beim Zug der Ohrmuschel nach hinten oben größer (vgl. Lang 2013, S. 17). „Die Mittelachse des Meatus acusticus externus bildet zwischen Knorpel- und Knochenteil des äußeren Gehörgangs in der Frontalebene Winkel von 155° (119-197°).“ (Lang 2013, S. 17).

Der knorpelige Teil, gemessen ab dem Knick des cavum conchae, liegt bei ungefähr 13 mm. Die komplette hintere Wand des Gehörgangs ist 23,4 mm lang,

die vordere hingegen 35,23 mm. Hierbei sind circa 21 mm knorpeliger Teil und 14 mm knöcherner Gehörgang (vgl. Lang 2013, S. 21).

Von Bardelben beschrieb schon 1897, dass der knöcherne Gehörgang im hinteren und oberen Teil weiter nach außen (in Richtung Ohrmuschel) verläuft als vorne und unten (vgl. von Bardeleben 1897, S. 167). Die oftmals als Näherung herangezogene Aufteilung 1/3 knorpeliger GG und 2/3 knöcherner GG ist somit nicht in allen Teilen korrekt. Zudem sorgt die Schräglage des Trommelfells (nach unten vorne) dafür, dass die hintere und obere Wand zusätzlich verkürzt werden.

Die Aufteilung der einzelnen Abschnitte wurde wie beschrieben übernommen, sodass das entwickelte Ohrmodell aus drei Teilen mit unterschiedlichen Härtegraden besteht. Es wurde davon ausgegangen, dass die vordere Gehörgangswand von Tragusplatte bis TF verläuft und die hintere vom Knick der cavum conchae bis zum TF. Alle Längenangaben, die im weiteren Verlauf beschrieben werden, beziehen sich auf diese Punkte.

3.1.3 Trommelfell

Das 3D-Druckverfahren setzte, wie in Kapitel 2.4 beschrieben, voraus, dass ein Ausspülen des Stützmaterials mittels Wasser möglich sein musste. Demnach wurde das Ohrmodell naturgemäß zur Ohrmuschel, aber auch in Richtung TF offen gehalten. Aus diesem Grund reicht es die Lage und Größe des TF zu kennen. Eine genaue Aufteilung der Strukturen ist demnach nicht notwendig, da diese im 3D-Ohrmodell nicht gedruckt werden konnten.

„Das Trommelfell ist Teil des Schallleitungsapparates und schießt den äußeren Gehörgang zum Mittelohr hin ab.[...] Das Trommelfell hat meist eine leicht längsovale Form [...]. Das TF ist 10-11 mm hoch und ca. 9 mm breit.“ (Ulrich und Hoffmann 2011, S. 37). Es „ist in Relation zum äußeren Gehörgang schräg gestellt. Es ist vorne unten nach medial und hinten oben nach lateral versetzt.“ (Ulrich und Hoffmann 2011, S. 37). Der Neigungswinkel des TF liegt laut Reiß zwischen 40-45° (vgl. Reiß 2009, S. 143). Bei Studien von Lang werden Winkel zwischen oberem Teil des TF und oberer Gehörgangswand von im Mittel 140° gemessen (vgl. Lang 2013, S. 17).

Diese notwendigen Angaben zum TF sollten möglichst detailgetreu nachgebildet werden. Trotz des großen technischen Fortschritts in der CAD Bearbeitung besteht, gerade bei solchen „Freiform“ Designs, eine große Abhängigkeit von den verwendeten Scan's. Dies bedeutet, dass das zu entwickelnde 3D-Ohrmodell nur so genau werden konnte, wie es die verwendeten Ausgangsmodelle zugelassen haben.

3.2 3D-Druck in der Medizin

In der Medizin wird der 3D-Druck zur Herstellung von Negativformen benutzt, um diese mit körpereigenen Zellen zu besiedeln, die durch Synthese wiederum zu transplantierbaren Körperteilen werden. Sobald dieser Entwicklungsprozess vollzogen ist, werden die synthetischen Körperteile transplantiert. Im vorliegenden Beispiel wurden von der intakten Gesichtshälfte gespiegelte Formen Jochbein, Teile des Schädels und die Augenhöhle per 3D-Druckverfahren gedruckt, "heran gezüchtet" und eingesetzt (vgl. Albes 2014). Zudem werden bereits Prothesen und andere Körperteile per 3D-Druck hergestellt (vgl. Hermatschweiler 2013, S. 55). In Studien von Lueders wurden Herzklappen im 3D-Druckprozess hergestellt, mit körpereigenen Zellen besiedelt und auf mögliche Transplantationsanforderungen getestet. Dies zeigt, wie weit die Technik bereits ist und wie wichtig der 3D-Druck für die Medizin zukünftig sein wird, abgesehen von der hohen Effektivität, welche bereits für Industrieunternehmen besteht. Es müssen aber noch viele Tests und Studien erfolgen, die gerade die Biokompatibilität und Verträglichkeit von Materialien prüft, sodass "produzierte" Körperteile nicht vom Körper abgestoßen werden (Lueders et al. 2014, Abstract). Die vielversprechenden Entwicklungsmöglichkeiten der Materialien sind auch im Hinblick auf die vorliegende Arbeit bzw. potentielle Entwicklungsmöglichkeiten interessant. Werden die Materialien den menschlichen Strukturen ähnlicher, so ist es vorstellbar, dass in Zukunft Materialien entwickelt werden, die es ermöglichen eine genauere Nachbildung der Ohrmuschel zu erreichen.

3.3 Härtegrad der anatomischen Strukturen

Wie bereits angesprochen, ist es bei dem verwendeten 3D-Druckverfahren möglich, Modelle in unterschiedlichen Härtegraden zu drucken. Eine genaue Beschreibung der angewandten Shore-Härteskala und Analyse eines möglichen Querbezugs zu den bisher beschriebenen anatomischen Strukturen soll nun im Folgenden stattfinden.

3.3.1 Shore Härte

„Die Shore-Härte ist ein Werkstoffkennwert für Elastomere.“ Der Wert gibt an, wie tief der prüfende Indenter in das Material eindringen kann, dieser ist ein „federbelasteter Stift“. Die „Eindringtiefe ist ein Maß für die entsprechende Shore-Härte[...]. Eine hohe Zahl bedeutet eine große Härte“ (Hoffmann et al. 2005, S. 30). Der Prüfstift bei der Shore A Härteprüfung hat einen Durchmesser von 0,79 mm bei einem Öffnungswinkel von 35°. Die Shore D Prüfung wird mittels Indenter von 0,1 mm und 30° durchgeführt. Zusätzlich zu den Indentern wird eine Zusatzeinrichtung verwendet, die für die nötige Anpresskraft sorgt. Wichtig dabei ist, dass der Druck „stoßfrei“ geschieht (vgl. Oluschinski et al. 2015). Der bei der Shore A Härteprüfung verwendete Indenter, ist bei höheren Härten als Shore A 90 zu ungenau. Dadurch kommt ab diesem Wert der Shore D Indenter zum Einsatz. Dieser ist spitzer und es wird mit einem höheren Gewicht gearbeitet, also ein höherer Anpressdruck erzeugt (vgl. GLS Thermoplastic Elastomer (TPE) 2013). Generell gilt, Shore-A wird „[...] bei Weichelastomeren nach Messung mit einer Nadel mit kleinem Radius [...]“ herangezogen und „Shore-D [...] bei Zähelastomeren nach Messung mit einer Nadel mit größerem Radius.“ (Hoffmann et al. 2005, S. 30). Bei weicheren Materialien (Shore A Härte unter 5) wird die Shore 00-Messskala verwendet (vgl. GLS Thermoplastic Elastomer (TPE) 2013). Eine Auflistung verschiedener Härteskalen zeigt Tabelle 1 Shore - Härteskala - Vergleichstabelle.

SHORE - Härteskala - Vergleichstabelle

A	10	20	30	40	50	60	70	80	90	100
B	10	20	30	40	50	60	70	80	90	100
C	10	20	30	40	50	60	70	80	90	100
D	10	20	30	40	50	60	70	80	90	100
DO	10	20	30	40	50	60	70	80	90	100
O	10	20	30	40	50	60	70	80	90	100
OO	10	20	30	40	50	60	70	80	90	100
M	30	40	50	60	70	80	90			

Diese Tabelle soll nur zu Vergleichszwecken dienen; diese Tabelle ist keine Referenztafel und darf deshalb auch nicht dazu benutzt werden.

Tabelle 1 Shore - Härteskala - Vergleichstabelle³

Sowohl bei der Ohrabformung, als auch bei der Herstellung der Werkstücke im 3D-Drucker, ist die Angabe nach Shore die gängige Einheit, um Härtegrade vergleichbar darstellen zu können. Für das geplante Ohrmodell war aber die Härte oder auch Widerstandsfähigkeit gegen Druck von anatomischen Strukturen, wie Knochen, Knorpel oder Fettgewebe entscheidend. Für diese Strukturen gibt es folglich keine oder nur sehr wenige Angaben in Shore.

Seit dem 01.03.2013 gilt bei Messungen der Shore Härte die neue Norm DIN ISO 7619-1, diese verbindet die bis dato gültigen DIN 53505 und ISO 868 (vgl. DIN ISO 7619-1, S. 2–6). Für eine wissenschaftlich vergleichbare Messung müssen bei der Shore Härtebestimmung lt. DIN ISO 7619-1 „Gesamtmasse des Durometers und die Zusatzmasse“ bei Shore A und A0 1 kg +0,1 kg und bei Shore D 5 kg +0,5 kg betragen. Die vor 2012 verwendeten Angaben des Anpressdrucks in Newton sind damit überholt. Die Prüfzeit wird bei thermoplastischen Elastomeren von drei Sekunden auf 15 Sekunden erhöht, weil der Härtewert bei diesen Stoffen über die Zeit abnimmt (vgl. DIN ISO 7619-1, S. 10–12). Die Raumtemperatur ist laut DIN ISO 7619-1 nicht mehr exakt definiert, das Prüfstück sollte jedoch nach Möglichkeit eine Stunde lang an die Labortemperatur angeglichen werden. Dies gilt für alle zu prüfenden Werkstücke, um die Messungen und Ergebnisse besser vergleichen zu können (vgl. DIN ISO 7619-1, S. 11). „Es sind fünf Härtemessungen an verschiedenen Stellen des Probekörpers mit mindestens 6 mm Abstand voneinander [...] durchzuführen, und der Medianwert ist zu bestimmen“ (DIN ISO 7619-1, S. 12).

³ Quelle: Anwendungsberater alphacam

Aufgrund des geringen Literaturumfangs zum Thema Härtegrade von anatomischen Strukturen, v.a. für Knochen und Fettgewebe, wurden aus der Abteilung Leichtbau der Hochschule Aalen zwei Shore-Härtemessgeräte (Shore-A & Shore-D) und die dazugehörige Zusatzeinrichtung verwendet. Es wurde versucht, zur ungefähren Orientierung, die wichtigen Strukturen mit Hilfe dieser Messgeräte auszumessen. Da es nicht möglich war ein menschliches Ohr, bspw. von einem Toten zu erhalten, wird auf ein Schweineohr zurückgegriffen. Es ist ethisch und moralisch verwerflich nach dem Tod eines Menschen eine Ohrabformung zu nehmen. Eine Ohrabformung müsste unmittelbar nach Feststellung des Todes genommen werden, da ansonsten die GG zu schwellen. Das Schweineohr besteht, wie das menschliche Ohr, aus Knorpel und ist diesem relativ ähnlich. Weiterhin fühlt es sich, rein subjektiv beurteilt, sehr ähnlich an wie ein menschliches Ohr. Zusätzlich wird ein Schweineknochen zum Vergleich herangezogen. Auch wenn dies nur als Orientierung galt und keine eigenständige Studie darstellte, sollten die oben beschriebenen Voraussetzungen für eine optimale Härtemessung erfüllt werden. In Abbildung 25 Härtemessung (Li. Schweineohr / Re. Schweineknochen) sind beispielhaft die Versuchsaufbauten dargestellt.

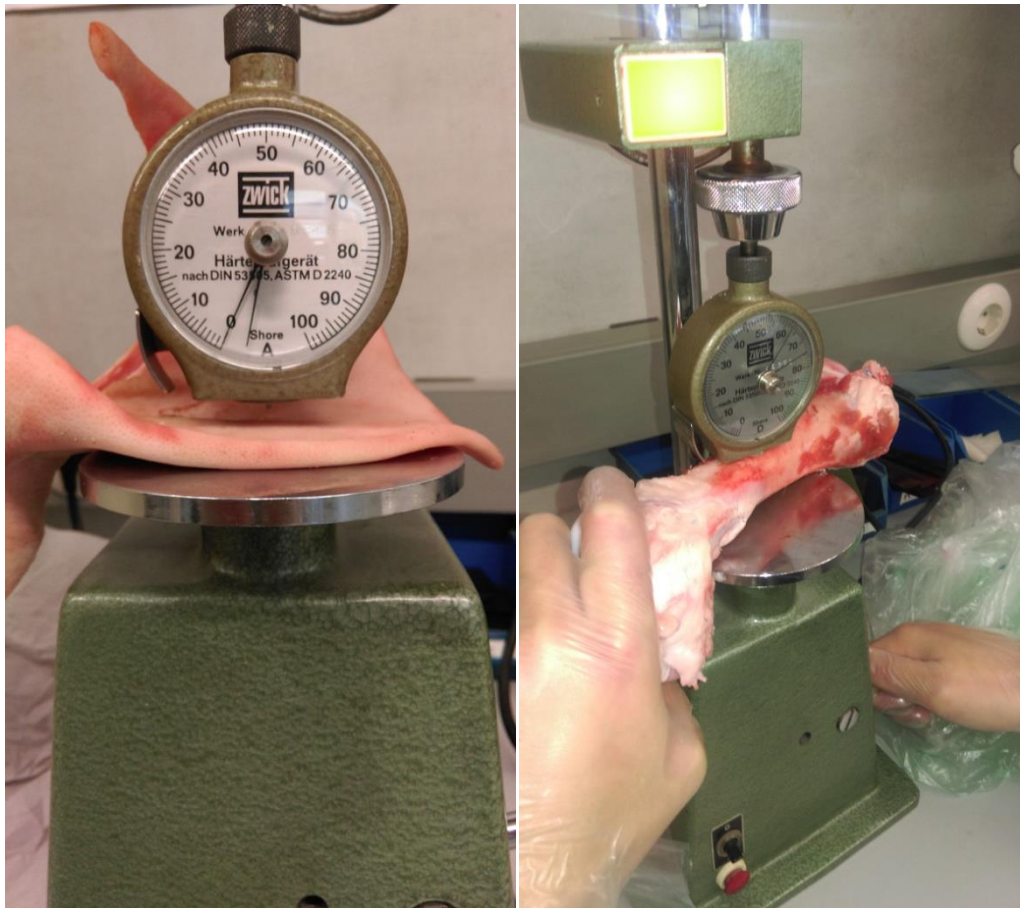


Abbildung 25 Härtemessung (Li. Schweineohr / Re. Schweineknochen)

Da Schweinegewebe kein Elastomer, sondern tierisches Gewebe ist, wurden sowohl Messungen mit drei Sekunden Prüfdauer als auch mit 15 Sekunden durchgeführt, um eine höhere Vergleichbarkeit zu erhalten. Die gemessenen Härtewerte wurden für jede Struktur im entsprechenden Abschnitt kurz angesprochen und Auffälligkeiten bei der Messung erläutert.

3.3.2 Knorpel

Wie bereits erwähnt, ist der Gehörgangsknorpel die Fortsetzung des Ohrmuschelknorpels. Es war demnach sinnvoll den gleichen Härtegrad sowohl für die Ohrmuschel als auch für den knorpeligen GG zu wählen, um ein möglichst genaues und verhaltensähnliches Ohrmodell zu erhalten. Aus diesem Grund gelten folgende Ausführungen immer für den Knorpel der Ohrmuschel sowie auch für den knorpeligen GG.

Laut der Dissertation zum Thema „In Vitro und In Vivo – Messungen der Knorpelsteifigkeit“ hat die Härte von Knorpel eine geringfügig größere als die "Gummiprobe gelb", die bei Shore A 68 liegt. Bei dieser Dissertation wurde „Rinderknorpel [...] des Rinderkniegelenkes“ verwendet, also vermutlich vergleichbar mit hyalinem Knorpel, der sich im menschlichen Kniegelenk befindet (vgl. Andric-Moser 2007, S. 37–38).

Untersuchungen am menschlichen, hyalinen Knorpel der Praxisklinik für Unfallchirurgie und Orthopädie in Eisenach, ergaben im Mittel Shore A Härten von 85,1 (77-90). Der hier verwendete hyaline Knorpel enthält, wie bereits im Kapitel 3.1.1 erwähnt, weniger elastische Fasern als der elastische Knorpel. Aus diesem Grund lässt sich davon ausgehen, dass der elastische Knorpel, der sich in der Ohrmuschel und im äußeren GG befindet, eine geringere Shore A Härte aufweist. Demnach hätte Shore A 70 ein akzeptabler Kompromiss sein können (vgl. Praxisklinik für Unfallchirurgie und Orthopädie Eisenach 2013, S. 42–44).

Bezogen auf diese Ergebnisse (ungeachtet der eigenen, die in diesem Abschnitt noch dargestellt werden) wäre es durchaus logisch gewesen dem Ohrknorpel und dem knorpeligen GG eine Shore A Härte von 70 zu zuweisen. Shore A 85 wäre deutlich härter und fast so hart wie der Knochen mit 95 Shore A. Die nächst kleinere Stufe mit 60 Shore A ist wiederum weicher als die verwendete Gummiprobe. Allerdings wurde in den angesprochenen Studien Hyaliner Knorpel verwendet. Dieser ist wahrscheinlich härter als der elastische Knorpel, der sich in der Ohrmuschel und im knorpeligen GG befindet.

Bei der Messung der Härtegrade des Schweineohrknorpels fiel auf, dass der Härtegrad bei längerer Messdauer deutlich abnimmt. Dies liegt zum einen an der Flexibilität des Knorpels. Zum anderen daran, dass Knorpel und Haut nicht, wie in medizinischen Studien üblich, getrennt werden. Somit wurde genau genommen der Härtegrad des gesamten Gewebes, Knorpel und Haut, bestimmt. Dies ist allerdings nicht problematisch, da mit dieser Messung gerade das Verhalten von Haut und Knorpel zusammen getestet wurde. Schließlich sind der Ohrknorpel und der knorpelige Gehörgang, im Gegensatz zum knöchernen Gehörgang, ebenfalls mit einer dickeren Hautschicht überzogen. Dies kommt dem menschlichen Ohr näher als eine getrennte Messung nur am Ohrknorpel.

Die Messung des Ohrmuschelknorpels eines Schweineohrs mit Hilfe der Shore A Härtemessung ergab einen Medianwert von 51 bei drei Sekunden Messdauer und 48 bei 15 Sekunden. Anstatt von fünf Messungen, die lt. DIN ISO 7916-1 vorgeschrieben sind, wurden zehn durchgeführt, um eine höhere Genauigkeit zu erreichen. Die Shore D Härte betrug 17 bzw. 16. In Tabelle 1 Shore - Härteskala - Vergleichstabelle sind verschiedenen Shore Härteskalen aufgelistet. Es fällt auf, dass die erhobenen Daten zu den Vergleichswerten passen. Demnach ist eine Shore A Härte von 50 vergleichbar mit einer Shore D Härte von etwas über 10. Im Vergleich zu den in der Literatur erhobenen Daten, liegen die ermittelten Werte darunter. Dies ist vermutlich darauf zurückzuführen, dass in den Studien hyaliner Knorpel (weniger elastische Fasern, dadurch härter) verwendet wurde. Das Zusammenwirken von Knorpel und Haut sorgt außerdem für eine geringere Härte der Proben. Hierfür spricht, dass an den Stellen an denen die Haut dünner wird, die Härtegrade zunehmen.

Für die Ohrmuschel und den knorpeligen GG wurde letztendlich 60 Shore A verwendet. Dies schien ein guter Kompromiss aus den eigenen Messergebnissen und denen, der bis dato durchgeführten Studien am hyalinen Knorpel zu sein.

3.3.3 Knochen

Die Härte von Knochen beträgt nach Studien von Kalliers ca. 26-29 kp/mm². (vgl. Kallieris 1971, S. 164). Laut Umrechnungstabelle der ThyssenKrupp Electrical Steel ist 1kp/mm² = 9,81 N (vgl. ThyssenKrupp Electrical Steel 2010). 1 kg entspricht ungefähr 10 Newton (vgl. Sterk). In der Studie von Kalliers wurde also umgerechnet eine Anpresskraft von im Mittel 27,5 kg verwendet. Laut DIN 53505 wurden bis dato 50 Newton (entsprechen ca. 5 kg, dem aktuell verwendeten Wert) Anpresskraft für Shore D Messungen verwendet (vgl. DIN 53505). Dieser Wert liegt laut Umrechnung deutlich unter dem, der laut Kalliers verwendet wurde. Demnach wäre eine Einordnung der Knochenhärte in Shore A wahrscheinlich nicht möglich, vermutlich aber auch nur schwer in die Shore D Skala. Die Härte des Knochens wäre, wenn sich die Werte bestätigen, mit vorliegenden Mitteln nicht zu messen. Dies ist allerdings nur eine Vermutung des Verfassers, falls ein linearer Zusammenhang besteht. Aus diesem Grund

wurde eine eigenständige Härtemessung an Knochen vom Schwein durchgeführt.

Man konnte davon ausgehen, dass Knochen wesentlich härter ist als Knorpel und der maximal mögliche Härtegrad verwendet werden sollte. Dieser liegt, laut alphacam, bei Shore A Härte 95. Die nächst kleineren Werte (weichere Materialien) sind Shore A 85 oder Shore A 70. Dies war nur ein Kompromiss, denn Knochen ist im Bereich Shore D oder höher einzuordnen. Allerdings ist es derzeit nicht möglich 3D-Modelle in höheren Härtegraden als Shore A 95 zu drucken.

Die Arbeit von Kalliers ist die einzige wissenschaftliche Arbeit, die sich mit der Härte von Knochen beschäftigte. Die meisten Studien beschäftigten sich bis dato mit Elastizität unter der Fragestellung "Wann bricht ein Knochen". Härte und Elastizität haben zwar einen Zusammenhang, dieser reicht aber nicht aus, um wissenschaftliche Aussagen über die Shore Härte zu machen.

Da es unmöglich ist, den knöchernen Gehörgang eines Menschen auszumessen, wurde als Vergleichswert für den Knochen der Beinknochen eines Schweins verwendet. Somit konnte die Härte zumindest ungefähr eingeschätzt werden. Dieser Wert erhebt keinen wissenschaftlichen Anspruch auf Korrektheit bzw. Genauigkeit, sondern diente in dieser Arbeit nur der Orientierung, um das 3D-Ohrmodell zu drucken. Ansonsten hätte eine komplette Studie zur Bestimmung der Härte des knöchernen Gehörgangs durchgeführt werden müssen.

Bei der Messung der Knochenhärte wurden lediglich fünf Messungen durchgeführt, da die Schwankungsbreite von Beginn an geringer war. Sowohl die unterschiedlichen Messungen, als auch die Werte bei unterschiedlicher Dauer, waren nur geringfügig unterschiedlich. Die Schwierigkeit bei dieser Messung war es, den langen Knochen so zu platzieren, sodass er parallel zur Fläche des Härtemessers lag. Dies funktionierte nur, wenn man den Knochen festhielt (siehe Abbildung 25 Härtemessung (Li. Schweineohr / Re. Schweineknochen)). Bei einer ausführlichen Studie zur Knochenhärte, müssten die Knochen komplett abpräpariert und anschließend kleingeschnitten werden, um die angesprochene Parallelität zu erreichen. Dies war aber für die ungefähre Orientierung in dieser Arbeit nicht notwendig.

Die Härte des Schweineknochens ergab einen Shore A Härte Median von 92. Die Shore D Härte ergab 69. Diese Werte passen laut Vergleichstabelle weniger gut zusammen (Shore A 90 ist vergleichbar mit Shore D 35), was sich dadurch erklären lässt, dass das Shore A Verfahren bei höheren Härtegraden ungenau wird. Es war also, wie bereits erwähnt, sinnvoll für den knöchernen GG die höchstmögliche Shore A Härte von 95 zu wählen.

3.3.4 Fettgewebe

Zum Fettgewebe gibt es keine Angaben in der Literatur. Reines Fettgewebe ist sehr weich und demnach nicht in die Shore A Härteskala einzuordnen. Bei Fettgewebe mit Haut umkleidet ist aber durchaus ein höherer Härtewert vorstellbar. Gummibärchen weisen eine Shore A Härte von 10 auf (vgl. Oluschinski et al. 2015). Diese wären zumindest ungefähr mit reinem Fettgewebe (ohne Hautüberzug) vergleichbar. Zudem wurde in persönlichen Gesprächen mit den Anwendungsberatern der Firma alphacam vermutet, das Fettgewebe in die Shore 00 Härteskala einzuordnen ist. Wie in Tabelle 1 Shore - Härteskala - Vergleichstabelle aufgeführt, überschneiden sich die Skalen, sehr weiche Stoffe ($\text{Shore } 00 < 50$) lassen sich allerdings nicht in die Shore A Härteskala einordnen.

Die Messung des Fettgewebes der Ohrmuschel eines Schweineohres bzw. eines Schweineknochens (hierfür wurde Fettgewebe vom Ohr- sowie vom Bein verwendet) ergab einen Shore A Härte Median von 20 nach drei Sekunden und 19 nach 15 Sekunden Messzeit. Auf eine Shore D Härtemessung wurde verzichtet. Für die Ohrmuschel wurde, wie bereits erwartet, der kleinstmögliche Härtegrad (Shore A 27) gewählt. 27 Shore A ist der kleinstmögliche Härtegrad, der von alphacam gedruckt werden kann. Somit fiel für den Abschnitt des Ohrläppchens die Wahl auf Shore A Härte 27.

Diesen Kompromiss musste man eingehen, da nach der Polyjet-Technologie dieser Härtegrad der kleinstmögliche ist. Fettgewebe ist vermutlich weicher als Shore A 27, allerdings sind Materialien, die in den Bereich Shore 00 fallen aktuell nicht druckbar.

Es lässt sich also sagen, dass es nicht möglich war die anatomischen Strukturen Fettgewebe, Knorpel und Knochen exakt in die Shore Härteskala A

einzuordnen. Durchaus nachvollziehbar, da es sich hierbei um menschliches Gewebe handelt und nicht um Elastomere. Es musste also ein Kompromiss gefunden werden, um die unterschiedliche Härte der Bestandteile des menschlichen Ohres abzubilden, um das Verhalten des menschlichen Ohres möglichst detailgetreu nachzubilden. Dies ist nicht ideal und das Ohrmodell wird sich dadurch nicht so detailgetreu verhalten, wie zu Beginn beschrieben. Allerdings gibt es einige praxisbezogene Berufe, die zunächst an Kunstköpfen üben, die auch nicht exakt dem menschlichen Kopf entsprechen. Ein Beispiel hierfür wäre die Zahnmedizin. Hier finden die ersten Übungen, z. B. fräsen oder präparieren, an Kunststoffzähnen statt. Erst später an Zähnen von Patienten, die aufgrund des Zahnschmelzes deutlich härter sind. Dieses Prinzip hat sich über Jahrzehnte bewährt und das Ausbildungsprinzip bleibt bestehen. Daher ist es sinnvoller zunächst an einem nicht ganz naturgemäßen Ohr zu üben als, aufgrund von Zeitmangel der Arbeitskollegen und des Ausbilders, gar nicht oder nur wenig zu üben. Es ist vorstellbar, dass sich in der Hörakustikausbildung ebenfalls etabliert, zunächst am weicheren Kunststoffohr zu üben. Zudem findet im Vergleich zur Zahnmedizin kein „Eindringen“ (Bohren des Zahnschmelzes) in den menschlichen Körper statt, welches ein noch größeres Feingefühl voraussetzt. Es findet im Bereich der Hörakustik zwar keine invasive Berührung statt, eine Berührung des TF sollte jedoch unbedingt vermieden werden. Diese kann durchaus unangenehm bis schmerzhaft sein.

3.4 In-situ-Perzentilanalyse

Das Ziel dieser Arbeit war es, ein 3D-Ohrmodell zu entwickeln, welches anschließend in der Ausbildung von Gesellen oder Studenten genutzt werden kann. Vor allem soll es zur Übung von Ohrabformungen dienen, aber auch für die Sondenschlauchplatzierung bei der In-situ-Perzentilanalyse. Im Folgenden wird zunächst die In-situ-Perzentilanalyse, anschließend die Theorie zur Ohrabformung näher erläutert.

3.4.1 Prinzip

„Die In-situ-Perzentilanalyse ist eine geeignete Methode zur Anpassung von Hörsystemen, da die individuellen Eigenschaften des menschlichen Gehörs

berücksichtigt werden und mit natürlichen Signalen (Sprache) in Trageeinstellung gemessen werden kann“ (Gromke et al. 2013, S. 1). Als Signal wird hierbei in der Regel das ISTS verwendet. Nach dem EUHA Arbeitskreis Perzentile, dient die Perzentilanalyse der Einstellung von Hörsystemen auf ein vorher definiertes Ziel, welches die Hörbarkeit soweit anheben soll, dass eine verbesserte Sprachverständlichkeit erreicht wird (vgl. Gromke et al. 2013, S. 1). Voraussetzung für eine gute Perzentilanalyse ist ein gut platzierter Sondenschlauch, wie in Abbildung 26 Platzierung des Sondenschlauchs bei einer In-Situ-Perzentilanalyse und Abbildung 27 dargestellt.

DIN ISO 12124:2002-09

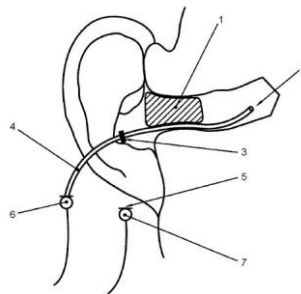


Abbildung 26 Platzierung des Sondenschlauchs bei einer In-Situ-Perzentilanalyse⁴



Abbildung 27 Platzierter Sondenschlauch am Kundenohr⁵

⁴ Quelle: DIN ISO 12124:2002-09

⁵ Quelle: EUHA: „Schritte zur optimalen In-situ-Messung“

Dieser sollte mindestens fünf mm über den Schallausgang der Otoplastik, des Hörers oder des Dünnschlauchs hinausgehen und nah am TF liegen. Nur so kann gewährleistet werden, dass die Verstärkung des Schalldruckpegels des Hörsystems exakt gemessen wird (vgl. Gromke et al. 2015, S. 2). Nach der Norm DIN ISO 12124 gibt es fünf Möglichkeiten den Schalleinlass des Sonden-mikrophons optimal im GG zu positionieren (vgl. DIN ISO 12124, S. 18–19). Um eine optimale Positionierung des Sondenschlauchs zu erreichen, gibt es verschiedene Möglichkeiten. Zwei davon haben sich, laut EUHA Arbeitskreis Perzentile, in der Praxis am häufigsten bewährt. Erste Variante ist die „geometrische Kontrolle“, wobei fest definierte Schlauchlängen verwendet werden. Diese hängen vom Geschlecht ab. Bei Männern werden 32 mm, bei Frauen 27 mm empfohlen. Wichtig ist der Startpunkt, der bei der Incisura intertragica liegt. Hilfreich sei es, die notwendige Schlauchlänge mittels Stift zu markieren.

Zweite Möglichkeit ist die „visuelle/akustische“ Kontrolle. Hierbei werden die Sondenschläuche in den GG eingeführt und mittels Otoskop (visuelle Kontrolle) der Sitz kontrolliert. Ziel ist es, die Öffnung des Sondenschlauchs 5 mm vor dem TF zu platzieren (Dillon 2012). Anschließend erfolgt die akustische Kontrolle mittels Rauschen. Dabei wird besonders auf die Verstärkung bei 4 kHz geachtet, die im positiven Bereich liegen soll und die Verstärkung bei 6 kHz sollte bei 0 dB liegen. Zusätzlich kann eine Fixierung in Höhe der incisura intertragica gesetzt werden, die die schrittweise Einführung in den GG erleichtert.

Generell sollten die Vorsichtsmaßnahmen, wie sie auch bei der Otoskopie gelten, beachtet werden. Das heißt, es sollte sich an der Wange des Kunden abgestützt werden. Es kann auch durchaus hilfreich sein, den Kunden abzulenken, indem man dessen Aufmerksamkeit auf den Bildschirm mit den gemessenen Daten lenkt (vgl. Gromke et al. 2015, S. 2–3).

Dieses Vorgehen wird nicht von selbst beherrscht und muss geübt werden. Hierfür würde sich ein Ohrmodell anbieten, an dem die ersten Übungen durchgeführt werden. Gerade bei den ersten Versuchen fehlt das nötige Feingefühl, um den Sondenschlauch ohne Berührung des TF, zu platzieren. Das angestrebte Ohrmodell wäre ideal, um gerade zu Beginn der Übungsphase

eigenständig üben zu können. Das Feingefühl ist absolut notwendig, um das TF des Kunden nicht zu berühren und zu verhindern, dass dieser mit der Kontrolle bzw. Verifizierung der Hörsystemanpassung ein negatives Gefühl oder sogar Schmerzen verbindet. Gerade in der Kinderanpassung ist die In-Situ-Perzentilanalyse zwingend notwendig, da diese meist keine Angaben darüber machen können, ob die Verstärkung wirklich ausreicht und wie sie den Klang eines Hörsystems empfinden. Gerade bei Kindern ist es notwendig einen negativen Eindruck bei einer Hörsystemanpassung zu verhindern.

3.4.2 Vorteile

Die beschriebenen Messungen und Analyseverfahren sind sehr gute Möglichkeiten, um eine Hörsystemanpassung zu verifizieren. Das subjektive Empfinden des Kunden sollte ein zusätzliches Kriterium zur Effektivität der Anpassung sein. Allerdings gibt es hier oft unterschiedliche Interpretationen von Klängen, die es den betreuenden Hörakustikern erschweren, die adäquate Verstärkung in den betroffenen Frequenzbereichen einzustellen.

Die richtige Platzierung des Sondenschlauchs muss geübt werden, da es schnell und ohne unangenehme Berührung des TF durchgeführt werden sollte. Um diese Fähigkeiten zu entwickeln, kann mit dem gedruckten 3D-Ohrmodell geübt werden, sodass sich nicht Arbeitskollegen, Kommilitonen oder andere Auszubildende als Probanden zur Verfügung stellen müssen. Ein angeblich erhöhter Zeitaufwand und ein mögliches, unangenehmes Gefühl, falls der Sondenschlauch das TF berührt, dürfen keine Ausreden mehr sein, weshalb eine In-situ-Perzentilanalyse nicht durchgeführt werden kann. Den Kunden sollte die bestmögliche Verifizierung der Hörsysteme nicht verwehrt werden.

Mit der Verwendung des Ohrmodells in der Ausbildung von Hörgeräteakustikern oder Studenten, soll gewährleistet werden, dass die In-situ-Perzentilanalyse deutlich mehr Anwendung in den deutschen Hörakustik Fachgeschäften erfährt.

3.5 Ohrabformung

Die Durchführung der Ohrabformung ist eine wichtige Qualifikation im Hörgeräteakustik Handwerk. Wie in der Einleitung dieser Arbeit bereits angesprochen,

ist diese Teil des Ausbildungsrahmenplans und wird schon im ersten Jahr der Berufsausbildung zum Hörgeräteakustiker gelehrt. Im weiteren Verlauf sollen nun näher das genaue Vorgehen bei der Ohrabformung und die typischen Abformmaterialien erläutert werden.

3.5.1 Vorgehen

An dieser Stelle soll kurz auf den Vorgang der Ohrabformung eingegangen werden. Dies ist eine kurze und wertungsfreie Zusammenfassung der gängigen Methoden und dient der Grundlagenbetrachtung zur Darstellung der Relevanz, die geforderten Fähigkeiten zu beherrschen. Am Ende dieser Betrachtung wird unterstrichen, welche Bedeutung und Notwendigkeit diese Arbeit im täglichen Geschäftsbetrieb in den Hörgeräteakustik-Fachgeschäften einnimmt.

Das Präparieren des GG mittels Wattetampon ist in den meisten Fällen unumgänglich und der erste Schritt, der nach der Otoskopie erfolgen muss. Voraussetzung für das Positionieren der Watte ist ein unauffälliger und cerumenfreier GG. Außerdem sollte auf mögliche Befunde des TF geachtet werden. Ein Eindringen des Abformmaterials in den Mittelohrraum, beispielsweise durch eine Trommelfell-Perforation, muss vermieden werden. Härtet das Abformmaterial im Mittelohrraum aus, muss dieses operativ entfernt werden und es drohen bleibende Gehörschäden. Aus diesem Grund darf auf einen Trommelfellschutz nicht verzichtet werden. Solch ein Trommelfellschutz stellt ein individuell hergestellter Wattetampon dar. „Hierzu wird ein speziell geformter Wattetampon mit Faden mit dem Leuchtstab bis hinter die zweite Gehörgangskrümmung eingeführt.“ (vgl. Voogdt 2013, S. 178). Langfaserige Watte in individueller Größe, entsprechend dem GG, wird hierfür verwendet und zusätzlich mit einem Sicherheitsfaden ausgestattet. Der Vorteil des individuell angefertigten Wattetampons gegenüber einem vorgefertigten Schaumstoff-Pad, ist neben der exakteren Berücksichtigung der Größe und Form des GG, die geringere Reizung der Gehörgangswand durch die weichere Oberfläche der Watte. Dies liegt an einem höheren „Reibkoeffizienten“ der Schaumstoff-Pads. Der Wattetampon wird mittels Pinzette im Gehörgangseingang platziert. Die Positionierung der Watte hinter dem zweiten Gehörgangsknick erfordert große Vorsicht und Fingerspitzengefühl. Die Position hinter dem zweiten Knick des GG

sollte penibel eingehalten werden, da durch fehlerhafte Platzierung die Abformmasse ungleichmäßig auf die Watte drückt, diese verschiebt und an der Watte vorbeifließen kann. Abschließend wird die Position der Watte nochmals mit dem Otoskop kontrolliert. Es gibt spezielle Einzelfälle, in denen es auch möglich ist eine Ohrabformung ohne Trommelfellschutz durchzuführen. Beispiele hierfür wären eine Kinderanpassung oder zu Forschungszwecken, wie für die vorliegende Arbeit durchgeführt (vgl. Voogdt 2013, S. 178–181).

Nach Beenden der Schutzmaßnahmen für das TF und der geglückten Positionierung der Watte, folgt anschließend die eigentliche Abformung. Aktuell gibt es zwei gängige Methoden zur Abformung des Ohres. Die Abformung mit Injektpistole und die Statikmisch-Methode. Bei der ersten Methode werden die Materialien in einer speziellen Kanüle bei Druck auf die "Pistole" zusammen gemischt und das Material wird direkt in den GG gegeben. Es vergeht also kaum Zeit zwischen „Anmischung“ des Materials und Aushärtung im GG. Aus diesem Grund ist das beschriebene Verfahren laut Voogt, Autor des Buches "Otoplastik", die beste Methode für die Ohrabformung.

Die zweite und auch noch durchaus gängige Methode setzt ein "Anmischen" der Komponenten voraus. Dies findet auf einer Mischplatte oder einem Mischblock statt. Anschließend wird die Masse in die Doppelkolbenspitze eingeführt und die Abformung kann durchgeführt werden (vgl. Voogdt 2013, S. 183–186). Sowohl die richtige Platzierung der Watte, als auch das Durchführen der eigentlichen Abformung, bedarf häufiger Übung. Mit der Verwendung eines anatomisch korrekten und transparenten Ohrmodells, wäre es möglich die ersten Erfahrungen im Bereich der Ohrabformung an diesem Modell zu sammeln. Es wäre anschließend vorstellbar, ohne großen Aufwand eine Beurteilung der Leistung durchzuführen, sowohl durch den Lernenden selbst, als auch durch den Ausbilder. Dies würde eine Zeitersparnis bedeuten, da der Ausbilder nicht nach jedem durchgeführten Schritt otoskopieren muss, um den GG zu beurteilen. So lässt sich sicher prüfen, ob an der Watte vorbeigespritzt wurde. Weiterhin wird beim schulungsintensivsten Teil, das Vermitteln der richtigen Vorgehensweise bei der Ohrabformung, eine Person weniger benötigt. Die bis dato gängige Personenzahl in der Übungssituation sind drei Personen. Ein Aktiver, der die Abformung erlernt. Ein Passiver, bei dem die Abformung durchgeführt werden

soll und in der Regel der Lehrende, der Schritt für Schritt die Leistung begutachtet und beurteilt. Der Passive wird weggelassen und durch das Ohrmodell ersetzt. Dieser Hörgeräteakustiker, Student oder Auszubildende kann sich somit anderen Aufgaben widmen. Dies kann ebenfalls als Kosteneinsparung für den Betrieb gesehen werden.

3.5.2 Abformmaterialien

Eine maßgenaue und angenehm sitzende Otoplastik ist Grundvoraussetzung in nahezu jeder Hörgeräte Versorgung. Demzufolge ist die Ohrabformung ebenfalls ein wichtiger Bestandteil jeder Versorgung, da ohne eine detailgenaue Abformung der anatomischen Strukturen des äußeren Teils des Ohres, keine Otoplastik herzustellen ist. So individuell wie der Mensch ist, so individuell ist auch das Ohr und demnach auch die Ohrabformung und die daraus entstehende Otoplastik. „Die ersten 3-D-Ohrscanner wurden vorgestellt“ (Keibel 2012), trotzdem ist heute noch die manuell durchgeführte Ohrabformung, die am häufigsten angewendete Methode, um einen detaillierten Abdruck des äußeren Ohres zu erhalten. Die meisten Ohrscanner bieten noch nicht die nötige Qualität hinsichtlich Genauigkeit bei der Abbildung der tatsächlichen anatomischen Gegebenheiten. Weiterhin sind sie sowohl in der Anschaffung verhältnismäßig teuer, als auch die Kosten pro Scan können u.U. sehr hoch sein. Zu den Anforderungen an die Materialien für die Ohrabformungen gehören:

- leicht zu verarbeiten
- hohe Elastizität
- gute Trenneigenschaften
- hohe Wiedergabegenauigkeit (vgl Voogdt 2013, S. 140)

Früher wurden Gips und Wachs, später dann Alginat zur Ohrabformung verwendet. Heutzutage sind allerdings RTV-Silikone der Goldstandard bei den Ohrabformmaterialien (vgl. Voogdt 2013, S. 140). „RTV-Abform-Silikone sind sich unter Raumtemperatur vernetzende Zweikomponenten-Silikonkautschuke, die sich aufgrund ihrer leichten Verarbeitbarkeit, ihrer hohen Elastizität, ihrer guten Trenneigenschaften und ihrer enormen Wiedergabegenauigkeit als Form- und Abformmaterial bewährt haben“ (Voogdt 2013, S. 140). RTV steht in diesem

Zusammenhang, wie bereits aus der vorangehenden Beschreibung hervorgeht, für „room temperature vulcanizing“ (Voogdt 2005, S. 29). Also der „Raum Temperatur Vulkanisation“. „Die Vulkanisation ist ein 1839 von Charles Goodyear entwickeltes chemisch-technisches Verfahren, bei dem Kautschuk unter Einfluss von Zeit, Temperatur und Druck gegen atmosphärische und chemische Einflüsse sowie gegen mechanische Beanspruchung widerstandsfähig gemacht wird“ (CHEMIE.DE Information Service GmbH). „Übliche ausvulkanisierte Abformmassen besitzen eine Härte von ca. 15 bis maximal 70 Shore A“ (Voogdt 2013, S. 145).

3.6 Bereits vorhandene Ohrmuster und Modelle

Die bereits verfügbaren Ohrmodelle dienen überwiegend der Darstellung der anatomischen Strukturen. In der Regel mehrfach vergrößert, um einen besseren Überblick zu bekommen. Diese Darstellungen sollen helfen Anatomie und Physiologie des Ohres zu verstehen und zu verinnerlichen. Durchaus sehr nützlich für Medizinstudierende, Auszubildende in verschiedenen Bereichen (Hörgeräteakustik, HNO-Medizin, Homöopathie) oder ebenfalls für Studierende der Hörakustik, um die Grundlagen der Anatomie und Physiologie des menschlichen Ohres kennenzulernen (siehe Abbildung 28).

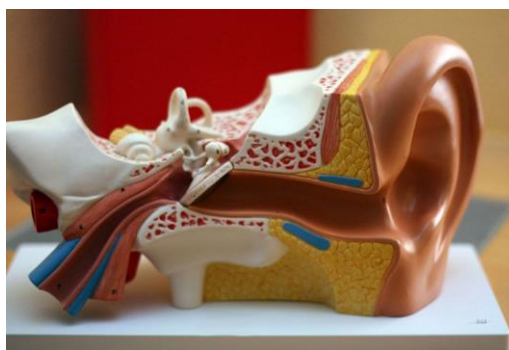


Abbildung 28 Ohrmodell zur Veranschaulichung der Anatomie⁶

Die Funktion dieser Ohrmodelle geht aber nicht über die der reinen Darstellung hinaus. Somit sind diese Ausführungsformen, gerade aufgrund der fehlenden anatomischen Korrektheit, nicht für die Übung der Ohrabformung oder der In-situ Sondenschlauchplatzierung geeignet. Das einzige, bereits auf dem Markt

⁶ Quelle: www.hno-arzt-saarbruecken.de

verfügbare Ohrmodell, welches anatomisch korrekt ist und dem angestrebten Ohrmodell ähnelt, ist der "Ohrentrainer für die Diagnose & Untersuchung" der Rüdiger-Anatomie-GmbH (siehe Abbildung 28 Ohrmodell zur Veranschaulichung der Anatomie). „Dieser Ohrentrainer hat den Zweck "das menschliche Ohr mithilfe von visuellen Anzeichen zu untersuchen, häufige Krankheiten korrekt zu diagnostizieren, den Gehörkanal zu reinigen, Fremdkörper zu entfernen und eine Myringotomie mit Einführung eines Ohrschlauchs durchzuführen. Der Ohrentrainer [...] ist anatomisch korrekt“ (Rüdiger-Anatomie-GmbH). Dieser "Ohrentrainer" ist laut Homepage vorgesehen für Ärzte, Fachärzte in Ausbildung oder Medizinstudierende, um die Untersuchung des Ohres, Diagnose von Krankheiten und die Handhabung von OP Maßnahmen zu üben (siehe Abbildung 29 Ohrentrainer der Firma Rüdiger Anatomie).



Abbildung 29 Ohrentrainer der Firma Rüdiger Anatomie⁷

Dieser ist zwar anatomisch korrekt, es lässt sich also davon ausgehen, dass die Länge, Weite, Aufteilung und Stellung der beteiligten anatomischen Strukturen vergleichbar mit den oben beschriebenen ist. Allerdings fehlt eine Beschreibung der Härtegrade der anatomischen Strukturen. Vermutlich ist der komplette Kopf aus dem gleichen Material, was zur Folge hat, dass das Ohr sich beim Zug nach hinten/oben anders verhält als ein menschliches Ohr. Die „Begradigung“ des GG

⁷Quelle: www.ruediger-anatomie.de

ist aber nur möglich, aufgrund der unterschiedlichen Härtegrade der anatomischen Strukturen, also der geringeren Härte des knorpeligen Anteils im Vergleich zum knöchernen Teil. Hierzu schreibt Voogdt „Durch Zug der Ohrmuschel nach hinten/oben oder nach oben/außen wird der Gehörgang begradigt, er kann somit besser eingesehen werden“ (Voogdt 2013, S. 174).

Weiterhin ist der angesprochene Ohrentainer blickdicht. Für die geforderten Funktionen bei der Untersuchung und Diagnose erscheint dies genau richtig, da ein transparentes Modell, für die Aneignung der notwendigen Fähigkeiten, nicht realitätsnah wäre. Gerade der enge GG und die vorhandenen Knicke erschweren die Untersuchung für jeden Anfänger. Ein transparentes Material würde dies zu sehr erleichtern.

Die Idee dieser Arbeit bestand nun darin, ein Übungsohr zu entwickeln, welches die angesprochene Transparenz aufweist, um die genaue Positionierung der Tamponade vor der Ohrabformung, das Abformmaterial selber und die Position des Sondenschlauchs von "außen" begutachten und beurteilen zu können.

4 Ergebnisse

4.1 Beschreibung des entwickelten Ohrmodells

In diesem Abschnitt werden alle wichtigen Bestandteile des Ohrmodells, die im Vorlauf erwähnt wurden, auf Erfüllung geprüft. Zur Prüfung wird das ausgedruckte Ohrmodell herangezogen und im Hinblick auf folgende Punkte begutachtet:

- Transparenz
- Unterschiedliche Härtegrade
- Anatomische Richtigkeit/Größe
- Materialart und -farbe
- Druckzeit
- Anwendung als Übungsohr bei der Ohrabformung
- Anwendung als Übungsohr bei der In-situ Sondenschlauchplatzierung

Um den Entwicklungsprozess abzuschließen und ein Produkt dieser Arbeit vorzulegen, wurde in Rücksprache mit den Anwendungsberatern der Firma alphacam, ein Modell gedruckt, welches unterschiedliche Härtegrade aufweist, aber nicht transparent ist. Diese Materialfarben werden häufiger gedruckt, daher lässt sich dieser Ohrmodellprototyp günstiger herstellen. Die Grundmaterialien waren beim Modellprototyp VeroWhitePlus (fest) und TangoBlackPlus (gummiartig) in unterschiedlichen Mischungsverhältnissen.



Abbildung 30 Gedrucktes Ohrmodell (vorne)



Abbildung 31 Gedrucktes Ohrmodell (seitl./hinten)

Das Standardmaterial ist, je nach Shore Härte, weiß bis schwarz in unterschiedlichen Graustufen. Dieses Material wurde zur Erstellung eines vorläufigen Modellprototyps verwendet.

Das gedruckte Ohrmodell wirkt sehr dunkel, besonders der eigentlich „feste“, hintere Teil, der überwiegend aus einem hellen Grundmaterial besteht. Schwarz ist eine sehr deckende Farbe und verdunkelt die gedruckten Modelle auch bei nur geringen Mengen. In der Abbildung 30 Gedrucktes Ohrmodell (vorne) und der Abbildung 31 Gedrucktes Ohrmodell (seitl./hinten), welche absichtlich überbelichtet wurden, um die unterschiedlichen Farbstrukturen besser zu erkennen, ist das Ergebnis dieser Arbeit dargestellt. Ein Vorteil der unterschiedlichen Graustufen ist, dass die drei verschiedenen Abschnitte deutlich zu erkennen sind. Dies wäre bei Verwendung des transparenten Materials nur bei genauem Hinsehen möglich. Die angestrebte Transparenz ist zwar somit beim vorliegenden Prototyp nicht erreicht, allerdings problemlos in einem zweiten Druckvorgang zu fertigen.

Ein weiterer wichtiger Punkt, den es zu erfüllen galt, sind die unterschiedlichen Härtegrade. Für den Knochen wurde Shore A 95 gewählt, der knorpelige Teil erhält Shore A 60 und das Ohrläppchen wurde in Shore A 27 gefertigt. Härtegrade von Knochen und Fettgewebe waren durch die vorhandenen Materialien vorgegeben, die Härte für den Knorpel war ein Kompromiss aus selbst erhobenen Werten und den Literaturdaten für Hyalinen Knorpel. Ein „Fühl-Vergleichstest“ von Materialproben ergab zudem, dass die höchste Härteähnlichkeit bei Shore A 60 und dem knorpeligen Teil der Ohrmuschel bestand.

In Abbildung 32 farbige Darstellung und Abbildung 33 sind die einzelnen Abschnitte farbig dargestellt. Dies erleichtert die Vorstellung, wie die Abschnitte eingeteilt wurden.

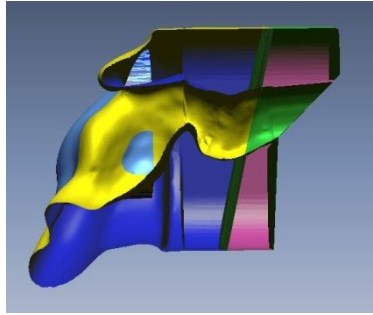


Abbildung 32 farbige Darstellung Abschnittseinteilung („halbiert“;unten)

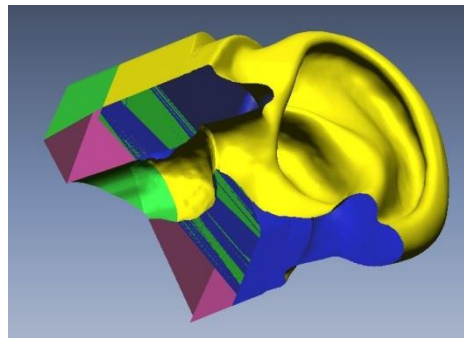


Abbildung 33 farbige Darstellung Abschnittseinteilung („halbiert“;oben)

Der so entstandene Modellprototyp ist im Vergleich zur menschlichen Ohrmuschel deutlich härter. Für den knöchernen Teil ist das Ergebnis realistischer als erwartet, jedoch erscheinen der knorpelige Teil und das Ohrläppchen zu hart. Dies liegt an der hohen Wandstärke der Ohrmuschel und des Ohrläppchens. Beim 3D-Druck gilt: je höher die Wandstärke eines Bauteils, desto härter wird dieser beim Druck, unabhängig von der gewählten Shore Härte.

Zu den Größenangaben des gedruckten Ohrmodells lässt sich sagen, dass diese überwiegend durch die vorhandenen Ohrmuster vorgegeben wurden.

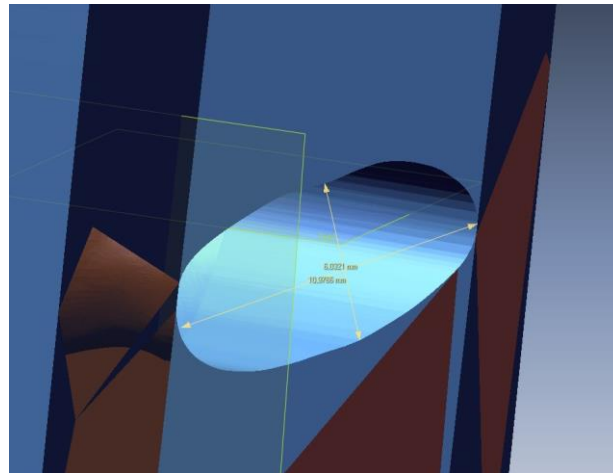


Abbildung 34 Größenangaben des gestalteten TF

Lediglich das Ende des Modells (siehe Abbildung 34 Größenangaben des gestalteten TF), welches das TF symbolisiert, wurde selbst gestaltet. Es ist aber in Lage und Größe ebenfalls stark von der vorhandenen Ohrabformung abhängig, sodass eine weitere Drehung der längeren Seite Richtung oben nicht möglich war. Ansonsten würde der GG nicht zunächst schräg nach hinten und anschließend schräg nach vorne verlaufen. Das TF sowie Höhe, Weite und genereller Verlauf des GG ergaben sich ebenfalls aus der Größe des GG der Ohrabformung. Dies könnte mit entsprechendem Arbeitsaufwand in einem zukünftigen, auf dieser Arbeit aufbauenden, Entwicklungsprozess verbessert werden.

Für die Höhe und Breite der Ohrmuschel gilt das Gleiche. Hier wurden die Größenangaben des Ohrmodells übernommen, da diese den Literaturdaten entsprechen. Eine Bearbeitung war möglich, aus Zeitgründen und fehlenden Grundlagen in der Darstellung von anatomischen Strukturen im CAD, wurde darauf aber verzichtet.

Der endgültige Druck des Ohrmodells benötigte ab Auftragserteilung ca. sechs Stunden.

4.2 Schwierigkeiten bei der Entwicklung des 3D-Ohrmodells

In diesem Abschnitt sollen Schwierigkeiten geschildert werden, die während des Entwicklungsprozesses des 3D-Ohrmodells auftraten und für zukünftige Arbeiten

herangezogen werden können, um das Modell weiter zu optimieren. Generell schwierige Entwicklungsstadien waren die Bearbeitung der Scan's und die endgültige Bestimmung der Härtegrade.

4.2.1 Schwierigkeiten bei der Scan Bearbeitung

Die Darstellung der Strukturen als anatomische Strukturen wäre nur mit einem unverhältnismäßigen Aufwand möglich gewesen. Dafür würde sich eine weitere Thesis zum Thema Modellierung des Modells anbieten. Idealerweise von Studierenden, welche die CAD Software Programme beherrschen. Für das Ziel der vorliegenden Arbeit reichte es zunächst aus, die Flächen, die verlängert, bearbeitet oder verändert wurden, als glatte Geometrien zu belassen.

Die Weite der GG ist genau genommen zu groß und entspricht nicht exakt den Daten in der Literatur, da die verwendete Ohrabformung eine größere Gehörgangsweite aufweist. Die Weite der GG hätte zwar verändert werden können, dies aber nur unter Voraussetzung eines großen CAD Fachwissen und wäre in Bezug auf den Umfang einer fachfremden Bachelorarbeit unverhältnismäßig gewesen. Zudem hätte eine Änderung des GG zur Folge gehabt, dass das Aussehen einer glatten Geometrie gleicht, vergleichbar mit dem angefügten letzten Teil des GG und nicht mehr die gewünschten Ungleichmäßigkeiten anatomischer Strukturen aufweist. Weiterhin war es nur mit erhöhtem Aufwand möglich, das TF bzw. das offene Ende des GG passend zu den Literaturdaten zu bearbeiten. Die Öffnungsdurchmesser in horizontaler und vertikaler Richtung waren durch den GG der vorhandenen Ohrabformung vorgegeben. Der Proband besaß eine größere Gehörgangsweite, wodurch die Daten in der Literatur nicht eingehalten werden konnten. Zudem ist die Lage des TF bzw. die hintere Öffnung leicht nach unten „verkippt“. Mit mehr Zeit und besserem Know-How im CAD-Design ist dies durchaus zu optimieren. Mit der vorliegenden Gehörgangs Abformung war dies nur schwer zu erreichen, da bei Drehung des TF den komplette GG dreht, wodurch sich der Verlauf geändert hätte. Der GG würde so beim gedruckten Ohrmodell nicht mehr zunächst nach hinten und anschließend nach vorne verlaufen, sondern im Extremfall erst nach unten und dann nach oben. In dieser Arbeit wurde somit auf eine detailgetreuere Abbildung der GG-Charakteristik Wert gelegt.

Der Längenunterschied zwischen vorderer und hinterer Gehörgangswand, aufgrund des stark hervorstehenden Tragus und der tiefer liegenden cavum conchae, konnte ohne Veränderung des gesamten Scan's ebenfalls nicht verbessert werden. Auch dies hätte einen erheblichen zeitlichen Aufwand bedeutet.

Die Problematik bei der Erstellung des Modellrandes war die Schräglage des TF. Diese Anforderung sollte das Ohrmodell definitiv erfüllen. Die Schräglage führte aber dazu, dass der Rand der Hinterseite ebenfalls abgeschrägt werden musste, da ansonsten der freie Raum durch den Rand gefüllt worden wäre. Aus diesem Grund hat das Ohrmodell auch nicht ein Rechteck als Unterbau, sondern besitzt unterschiedlich lange, unsymmetrische Seiten. Hier wurde versucht, so viel Material wie möglich anzubringen.

Eine weitere Schwierigkeit, welche bei der Bearbeitung der Scan's auftrat, ist die Füllung des erstellten Randes. Diese verhilft zu einem festen Stand, ohne zusätzliche Konstruktion. Dazu mussten Verbundflächen und Volumen eingefügt werden, die sich nur bei Fehlerfreiheit der zusammengefügt Scan's erzeugen ließen. Die Fehlerfreiheit war zunächst jedoch nicht gegeben. Zudem behinderten diese Fehler ebenfalls die Speicherung als Stl-Datei. Der Scan musste also nochmal durch ein Analyse Werkzeug auf Fehler geprüft werden und anschließend konnten die Einzelteile zusammengefügt werden.

In Baugruppen können in Creo Parametric keine Verbundvolumen erstellt werden. Dies fand also außerhalb der zu bearbeitenden Baugruppen, am Ende der kompletten Modellierung, statt. Nur so wurden später beim Druck des Modells alle Bestandteile gefüllt, sodass nur der GG als freier, durchlässiger Teil bestehen blieb. Die Schwierigkeit beim Füllen von Modellen ist, dass erstellte Körper nur dann gefüllt werden können, wenn alle Bestandteile und Volumenkörper (im vorliegenden Fall, Ohrmuschel, GG und alle dazu gefügten Flächen) einzeln gefüllt und dann erst als komplettes Modell zusammengefügt werden. Es ist nicht möglich, sie zuerst zusammenzufügen und dann zu füllen. Also war es notwendig zurück zu dem Punkt zu gehen, an dem die Flächen bearbeitet wurden.

4.2.2 Schwierigkeiten bei der Shore-Härtebestimmung

Aufgrund der mangelnden Angaben zu den Härtegraden von anatomischen Strukturen wurde versucht, die Härtegrade der wichtigen anatomischen Strukturen eigenständig zu bestimmen. Hierbei wurden Härteprüfgeräte und Messverfahren nach DIN ISO 7619-1 verwendet. Zusätzlich wurde eine Zusatzeinrichtung genutzt, die für eine konstante Anpresskraft sorgte. Diese Zusatzeinrichtung erschwerte es menschliche Körperteile auszumessen. Ein menschlicher Kopf passt nicht zwischen diese Einrichtung und diese Messungen am lebenden Menschen durchzuführen wäre sehr schmerzhaft. Gerade bei der Shore D Messung wird ein Indenter, ein sehr spitzer Kegelstumpf, der Schmerzen beim Aufdrücken auf die Haut verursacht, verwendet. Allerdings war auch die Shore A Messung am lebenden Menschen unmöglich, da der Abstand zwischen dem Gehäuse des Prüfers und der Auflage der Zusatzeinrichtung zu klein war. Leider lag kein menschliches Ohr vor, bspw. von einem Toten, welches für eine Messung des Ohrmuschelknorpels oder des Ohrläppchens herangezogen werden konnte. Aus diesem Grund wurden auf Schweineohren und Schweineknochen zurückgegriffen. Diese Messungen dienten zur Orientierung und erheben keinen Anspruch auf wissenschaftliche Korrektheit bzw. Genauigkeit, sodass Kompromisse beim Ohrläppchen und beim knöchernen Gehörgang (vgl. 3.3.3/3.3.4) akzeptiert wurden. Zudem beim Knorpel ein Wert verwendet wurde, der zwischen den eigenen Orientierungsmessungen und den beschriebenen Studien lag.

4.2.3 Schwierigkeiten vor dem Druck des 3D-Ohrmodells

Nach Fertigstellung des 3D-Scan's und der Aufteilung in die einzelnen Bauteile, erfolgte die Übermittlung der Daten an das Unternehmen alphacam mit Sitz in Schorndorf. Dieses Unternehmen arbeitete bereits erfolgreich mit den in Kapitel 2.4.2 beschriebenen Technologien und ermöglichte es somit das 3D-Ohrmodell zu drucken. In Zusammenarbeit mit alphacam erfolgte eine Analyse des Scan's und eine Festlegung der unterschiedlichen Härtegrade des Modells.

Laut Anwendungsberater der Firma alphacam war es widererwartend möglich, durch Mischen der Grundmaterialien TangoPlus (gummiartig Shore 27A) und VeroClear (fest), unterschiedliche Härtegrade zu erzeugen. Beides sind

transparente Stoffe, wodurch ein potentiell weiteres Modell transparent, aber mit einem leichten Gelbstich erscheinen würde. Mit diesen beiden Materialien ließen sich die unterschiedlichen Shore A Härten (vgl. Kapitel 2.4.2) realisieren. Demnach erübrigt sich zukünftig die Entscheidung, entweder ein transparentes Ohrmodell zu fertigen oder die Härtegrade des Ohrmodells realitätsnah zu drucken. Dies war im Entwicklungsprozess stets ein unsicheres Thema und erst kurz vor dem Druck des Ohrmodells konnte bestätigt werden, dass theoretisch beides möglich ist, vorausgesetzt man investiert in einen weiteren Druck.

Wie in Kapitel 2.4 beschrieben, wurde das Druckmaterial unter einer UV Lampe ausgehärtet. Der große Vorteil darin besteht, dass ein Modell unmittelbar nach Druck verwendet werden kann. Der Nachteil dieser Methode und des hier verwendeten Materials ist, dass das Material bei Sonneneinstrahlung oder Hitze mit der Zeit einreißt und brüchig wird. Das gedruckte Modell hat demnach keine ausreichende Langlebigkeit, um es dauerhaft bei Übungen zu verwenden. Zu diesem Thema gibt es allerdings keine zuverlässigen Studien. Laut Anwendungsberatern von alphacam lässt sich davon ausgehen, dass sich das Material bereits nach einigen Wochen verändert. Es wäre möglich ein Lack zu verwenden, der das Material gegen UV Licht widerstandsfähiger macht, vergleichbar mit der Beschichtung von Otoplastiken. Hierdurch würde das Ohrmodell allerdings seine typische Charakteristik der unterschiedlichen Härtegrade verlieren. Unterschiedliche Härtegrade, zudem transparent, lassen sich nur nach der PolyJet-Technologie realisieren.

Der Schichtdruck und die einzeln durchgeführte Aushärtung haben zudem den Nachteil, dass die einzelnen Schichten nicht miteinander verschmelzen. Beim Abtasten der Modelle lassen sich diese feinen Schichten fühlen. Diese werden wahrscheinlich eine Anwendung des Ohrmodells bei der Ohrabformung verhindern. Das Material würde zwischen den Schichten hängen bleiben. Es sei zwar möglich, das Material der Modelle durch eine Nachbearbeitung zu glätten, allerdings nur für die harten Materialien. Bei den gummiartigen, weichen Materialien sei dieser Vorgang nicht möglich. Bisher durchgeführte Versuche auf der Unterseite des Modells zeigten, dass das Material nicht kleben blieb. Durch die raue Oberflächenbeschaffenheit ist ein Entfernen der Abformung aus dem gesamten Gehörgang vermutlich schwieriger. Das Abformmaterial wird

vermutlich am weichen Teil, dem Ohrläppchen, hängen bleiben. Es ist jedoch im Voraus nur sehr schwer zu beurteilen, ob die ausgehärteten Ohrabformmaterialien unversehrt aus dem 3D-Modell zu entnehmen sind. Dies muss in anknüpfenden Studien verifiziert werden. Demnach lässt sich sagen, dass das verwendete Material eher für die Entwicklung von Prototypen geeignet ist, die anschließend in anderen Materialien in Massenproduktion gegeben werden. Für die langfristige Etablierung eines 3D-Ohrmodells ist es also durchaus ein guter Anfang, bedarf aber noch weiterer Entwicklung.

Für Übungen zur Sondenschlauchplatzierung lässt sich das entwickelte Ohrmodell verwenden. Obwohl der Prototyp nicht transparent ist, lässt sich durch die Öffnung schnell erkennen, wie weit der Sondenschlauch in den GG eingeführt wurde. Es ist zudem schnell zu sehen, ob der Sondenschlauch ggf. zu weit in den GG eingeführt wurde und aus dem Modell wieder hervor tritt oder wie in Testversuchen vorgekommen den verwendeten Klebestreifen berührt. Beim Kunden oder Probanden würde in diesem Fall das TF berührt werden. In Versuchen zur Anwendung bei der In-situ Sondenschlauchplatzierung wurde das TF durch einen Klebestreifen ersetzt. Dieser weist zwar unterschiedliche Schwingungseigenschaften im Vergleich zum Trommelfell auf, die gemessene REUG (Real Ear Unaided Gain) kam der statistischen aber sehr nah. Die Anfertigung des Ohrmodells ist für diese Übungszwecke erfolgreich und es ist vorstellbar, dass das Ohrmodell zeitnah in diesem Bereich Anwendung findet.

Ein weiterer, nicht zu vernachlässigender Punkt, ist der Kostenfaktor eines 3D-Drucks. Aufgrund der unterschiedlichen Härtegrade und geforderten Transparenz, müssen unterschiedliche Materialien verwendet werden. Dieser Materialwechsel erhöht den erforderlichen Aufwand und verlängert den kompletten Druckprozess. Dadurch wird ein 3D-Modellprototyp teurer. Zudem wurden zunächst keine hohen Stückzahlen produziert, die den Einzelstückpreis gesenkt hätten. Das transparente Material wird bei anderen Aufträgen weniger häufig verwendet, dadurch wäre es notwendig gewesen einen 3D-Drucker nur für das Ohrmodell in Betrieb zu nehmen. Dies hätte den Produktionsprozess zusätzlich teurer gemacht. Um dieses Problem zu umgehen, wurde zunächst nur in unterschiedlichen Härtegraden gedruckt. Es ist jedoch möglich zu einem

späteren Zeitpunkt ein transparentes Modell mit gleichzeitig unterschiedlichen Härtegraden in Auftrag zu geben.

5 Diskussion

Es ist durchaus kritisch zu beurteilen, dass bei dem vorliegenden Ohrmodell, im Vergleich zu den anatomischen Strukturen, Kompromisse bzgl. des Härtegrades eingegangen wurden. Aufgrund der hohen Wandstärken sind die Ohrmuschel und das Ohrläppchen zu hart ausgefallen. Dadurch erscheint das Ohrmodell weniger flexibel als ein menschliches Ohr. Die Vorgabe der unterschiedlichen Härtegrade ist demnach erfüllt, allerdings wurde kein exaktes Verhalten der Ohrmuschel und des Ohrläppchens erreicht.

Der Prototyp liegt zunächst „nur“ in unterschiedlichen Graustufen vor. Es ist jedoch möglich weitere Modelle in folgenden Druckprozessen transparent zu drucken. Dies wäre lediglich eine Frage des finanziellen Investments, da transparente Modelle in unterschiedlichen Härtegraden selten gedruckt werden und somit höhere Produktionskosten folgen würden.

Die Lage und Größe des menschlichen TF konnte ebenfalls nicht genau nachgebildet werden. Die Lage entspricht nicht exakt dem menschlichen Mittel. Das erzeugte Ende des Ohrmodells müsste mit der langen Seite weiter nach oben gedreht werden. Das würde bedeuten, dass die längere Seite als "Höhe" festgelegt werden müsste und die kürzere Seite als "Breite". Demnach würde dann die Höhe mit ca. 11 mm anatomisch korrekt sein, lediglich die Breite wäre mit 6 mm zu "schmal". Dies lag zum einen an der vorhandenen Ohrabformung, deren Verlauf und Größe nicht exakt zum Mittel der menschlichen Anatomie passte. Zum anderen waren die Bearbeitungsmöglichkeiten in den verwendeten CAD Programmen für anatomische Strukturen begrenzt. Hier wäre eine Zusammenarbeit mit Studierenden, die die gesamten Möglichkeiten der CAD Bearbeitung beherrschen, hilfreich. Diese wären in der Lage im Rahmen einer Bachelorarbeit, ein vollständig korrektes und detailgetreues Modell zu erzeugen. Als Grundlage würden die Scan's und das bisherige Modell dienen. Eine Unterstützung bezüglich der Literatur und anatomischen Gegebenheiten könnte durch den Verfasser oder während einer Studienarbeit eines Hörakustik Studierenden geschehen.

Der GG des erstellten Ohrmodells, im Vergleich zum menschlichen Ohr, wurde realistisch wiedergegeben. Dieser verläuft zunächst leicht nach schräg hinten, um dann anschließend einen Knick zu machen und nach schräg vorne zu verlaufen. Dies entspricht dem Verlauf des menschlichen GG ziemlich genau. Die Weite entspricht ebenfalls den Daten in der Literatur. Hier hat sich die verwendete Ohrabformung bewährt. Der GG ist am Anfang etwas zu groß, hier musste aber der Beginn des knorpeligen GG vom Modell der Ohrmuschel übernommen werden. Dies ist unkritisch, da selbst die Angaben in der Literatur stark schwanken und das menschliche Ohr, speziell der GG, großen Schwankungsbreiten unterliegt.

Bei genauerer Betrachtung der Ohrmuschel und der Ohrläppchenbreite fällt auf, dass beide zu stark ausgeprägt sind. Im verwendeten Ohrmodell war sowohl die Ohrmuschel, als auch das Ohrläppchen zu kräftig dargestellt. Dies ließe sich mit mehr Zeit und höherem Bearbeitungsaufwand in den CAD Programmen verbessern. Diese Breite sorgt letztendlich dafür, dass die Härte und Flexibilität der Modellstrukturen nicht detailgetreu nachgebildet wurden. Es ist aber ungewiss, um wie viel dünner die Ohrmuschel und das Ohrläppchen gestaltet werden müssten, um eine exaktere Nachbildung zu erhalten. Dies müsste in weiteren Drucken ausprobiert werden.

Positiv hervorzuheben ist, dass es möglich ist, ein Ohrmodell zu erstellen, welches gleichzeitig transparent ist und unterschiedliche Härtegrade aufweist. Hiermit sind also die beiden wichtigsten Anforderungen, neben der anatomischen Korrektheit, erfüllt. Während der Entwicklung des vorliegenden Ohrmodells war dies stets ein kritischer Punkt. Erst im letzten Gespräch mit den Anwendungsberatern der Firma alphacam, konnte eine Bestätigung für beide Anforderungen gegeben werden.

In dem Bereich der Materialhärten besteht noch viel Entwicklungspotential. Entwickeln sich die 3D-Druckverfahren (vor allem die Materialien und damit zusammenhängenden Härtegrade in sowohl Shore 00 für das Fettgewebe, also auch Shore D für Knorpel und Knochen) weiter, so ist es vorstellbar, dass zukünftig eine noch detailgetreuere Abbildung möglich ist.

Wie in 2.3.2. beschrieben, kann eine Ebene nur in einem bestimmten Winkel zur Ausgangsebene gedreht werden. Aufgrund dessen wurde das Ende des Modells (quasi das TF) in einer Ebene, die im 45° Winkel (vgl. 3.1.3) zum Verlauf des GG steht, beschnitten. Aus diesem Grund ist lediglich die vordere Gehörgangsseite länger. Obere und untere Seite sind beinahe gleichlang und hinten ist die kürzeste Gehörgangsseite. Die Vorgabe, oben und vorne seien die längsten Seiten, wurde also nicht ganz erfüllt.

Zudem lässt sich noch die Langlebigkeit des Modellmaterials kritisch beurteilen. Es wurde mit einem UV härtenden Material gearbeitet. Dies bewirkt, dass das Material bei Lagerung und Verwendung bei Tageslicht mit der Zeit spröde wird. Dies kann zu Rissen führen, die das Modell unbrauchbar machen.

Aufgrund des Schichtdruckes wird das Abformmaterial wahrscheinlich am Ohrmodell anhaften und sich nicht komplett sauber lösen lassen. Hier müsste eine Nachbearbeitung stattfinden, die die Oberfläche glättet. Ob eine Nachbearbeitung und das saubere Lösen der Abformmasse möglich ist, muss ebenfalls in weiteren Versuchen getestet werden. Bisher wurde lediglich die Unterseite des Modells zu Versuchszwecken herangezogen, um das Modell nicht zu zerstören. In weiteren Versuchen sollten realistischere Ohrabformungen, wie sie in der Praxis vorkommen, durchgeführt werden. Sinnvoll wäre eine Nachbearbeitung nur dann, wenn eine gewisse Langlebigkeit des Materials gewährleistet werden kann. Wird das Modell bereits nach zwei Monaten spröde und lässt sich nicht mehr verwenden, macht eine Nachbearbeitung per Hand ein mögliches Übungsohr zu teuer. Im Gegensatz dazu ist die Verwendung für Übungszwecke für In-situ-Messungen gelungen und positiv hervorzuheben. Somit lässt sich unterstreichen, dass das Ziel dieser Bachelorarbeit hinsichtlich der Anfertigung eines Übungsmodells zur Sondenschlauchplatzierung erfüllt wurde.

Die kurze Druckdauer und die Möglichkeit einige Modelle gleichzeitig zu drucken, machen eine zukünftige Produktion finanziell deutlich attraktiver. Eine Senkung des Stückpreises und schnelle Nachproduktion, wenn ein Modell nicht mehr zu verwenden ist, sind wirtschaftlich betrachtet vorteilhaft.

6 Schlussfolgerung

Eine wichtige Erkenntnis, die während dieser Arbeit gewonnen wurde ist, dass es der aktuelle Stand der Materialforschung im 3D-Druck Bereich nur schwer zulässt ein detailgetreues und gleichzeitig verhaltensähnliches Ohrmodell nachzubilden. Vor allem die Härtegrade konnten denen eines menschlichen Ohres nur sehr schwer nachgebildet werden. Die Flexibilität und Verschiebbarkeit konnte nicht erreicht werden. Die Materialhärte des knöchernen Teils ist durchaus realistisch. Knorpel und Fettgewebe sind hingegen zu hart und unflexibel im Vergleich zum menschlichen Ohr. Weiterhin ist es bisher nur sehr schwer möglich anatomische Strukturen im CAD realitätsnah zu entwerfen oder zu bearbeiten. Hier muss ebenfalls noch ein technischer Fortschritt stattfinden, durch den einfacher und weniger zeitintensiv anatomische Strukturen erstellt und verändert werden können. Es ist durchaus vorstellbar, dass sich CAD-Programm-Entwickler auf die medizinische Sparte fokussieren und in Zukunft Körperteile per CAD erstellt werden, in einem biokompatiblen Material gedruckt und diese bei Operationen transplantiert werden können.

Positiv hervorzuheben ist die gute Wiedergabe der 3D-Drucker, denn so wie die Scan's zusammengefügt und der komplette Scan verändert wurden, wurde dieser auch exakt gedruckt. Beeindruckend ist die kurze Dauer von Auftragserteilung bis zur Fertigstellung des gesamten Produktes. Diese Schnelligkeit macht es gerade für Industrieunternehmen interessant, Prototypen per 3D-Druck zu fertigen und zu testen. Dies könnte zudem auch ein Vorteil für die Medizin sein, wenn anatomische Strukturen schnell benötigt werden. Bisher werden nur Modelle gedruckt, mit denen im Anschluss mittels körpereigenen Zellen Körperteile nachgezüchtet werden. Dieser Prozess benötigt viel Zeit. Gäbe es ein biokompatibles Material, welches gedruckt werden kann, kann dieser Prozess enorm beschleunigt werden.

Der Stand der Forschung erlaubte es noch nicht ein ähnlich „hartes“ Ohrmodell zu drucken. Die anatomische Korrektheit war zwar möglich und mit hohem CAD Fachwissen und zeitlichem Aufwand auch sehr realitätsnah darstellbar. Die Härtegrade entsprechen aber nicht denen eines menschlichen Ohres (zu hart). Hier besteht viel Entwicklungspotential. Sobald sich die Materialforschung

weiterentwickelt, machen die angesprochene Schnelligkeit einen Seriendruck oder eine Massenproduktion des Ohrmodells noch interessanter.

7 Ausblick

Eine Überprüfung der Funktion des gedruckten Ohrmodells sollte stattfinden. Sowohl die Nützlichkeit und Praktikabilität bei der Ohrabformung, als auch die Anwendung bei der In-situ-Sondenschlauchplatzierung muss in Studien mit ausreichender Anzahl an Probanden belegt werden. Sind die bisher kritischen Punkte (Härtegrad oder mögliche Anhaftung des Abformmaterials) behoben, ist anschließend die Funktionalität zu beweisen, ob sich das Ohrmodell für die Ausbildung in den Bereichen Ohrabformung und In-situ-Perzentilanalyse tatsächlich eignet. Sollte sich das Ohrmodell als nützlich erweisen, ist es vorstellbar, dass es Anwendung in der Berufsschule in Lübeck, in allen Ausbildungsbetrieben und in Fachhochschulen findet. Die Bestätigung des Nutzens könnte im Rahmen einer Bachelorarbeit oder weiterführend als Masterarbeit stattfinden.

Weiterhin könnte es für eine weitere Qualitätsstandarderhöhung in der Hörsystem Anpassung wichtig sein, die In-situ-Messung bereits in die Gesellenprüfung aufzunehmen. Diese würde damit zwangsläufig noch häufiger und effektiver geübt werden, vergleichbar mit der Durchführung von Ohrabformungen und gleichzeitig zu einer ebenso essentiellen Fähigkeit jedes Hörgeräteakustikers werden.

Die Lage, Größe und der Winkel des TF bzw. Ende des GG im Verhältnis zum GG kann beim nächsten Design noch genauer gestaltet werden. Der Zeitrahmen müsste größer sein und möglicherweise können Studierende mit CAD-Kenntnissen und Studierende der Hörakustik zusammenarbeiten. Somit wären die Studierenden nicht auf freiwillige Leistungen von Hochschulmitarbeitern angewiesen. Diese Zusammenarbeit wird den Entwicklungsprozess erleichtern, da ein hohes Maß an CAD Kompetenz mit Fachwissen aus der Hörakustik bzw. Ohranatomie kombiniert werden wird. Durch die Zusammenarbeit von Studierenden, bspw. bei zwei Bachelorarbeiten, ließe sich prozessorientierter arbeiten.

Durch größere Kompetenz in CAD und durch den weiteren technischen Fortschritt in der CAD Bearbeitung, ist es durchaus vorstellbar, dass eine genauere Beschneidung des GG möglich ist. Hierdurch würden die Daten der

Literatur noch exakter erfüllt werden und bezüglich der Größe, Lage und Weite könnte ein noch genaueres und realistischeres Ohrmodell entstehen.

Mit Weiterentwicklung der 3D-Druck Technologie ist es zudem denkbar, dass in einigen Jahren die Materialvielfalt vor allem im Bezug auf die Härtegrade zunimmt. Dies würde ermöglichen, dass das Ohrläppchen und der knorpelige Teil noch weicher und der knöcherner GG des Ohrmodells noch härter abgebildet werden können, aber trotzdem ein übergangsloses Ohrmodell entsteht. Durch diesen technischen Fortschritt würde das Ohrmodell noch detailgetreuer werden und könnte ein noch ähnlicheres Verhalten, bspw. beim Zug nach hinten oben, aufweisen als das bisher gedruckte Ohr. Zudem ist es möglich, dass durch weitere Fortschritte in der Materialforschung, sowohl das Kriterium der unterschiedlichen Härtegrade, als auch die notwendige Transparenz, erfüllt wird.

Eine Langzeitstudie zum Thema Langlebigkeit des Materials kann durchgeführt werden, um zu ermitteln, wann das Material bei gewöhnlicher Lagerung und regelmäßiger Verwendung beginnt spröde zu werden. Diesbezüglich ist ebenfalls interessant, nach welchem Zeitraum das Ohrmodell nicht mehr verwendbar wäre. Es ließe sich eine Art „Wiederbeschaffungs-Zeitraum“ ermitteln, mit dessen Hilfe das Preis-/ Leistungsverhältnis besser beurteilt werden könnte. Dies kann als Folgeprojekt in Zusammenarbeit mit der Hochschule Aalen, Studierende der Hörakustik und dem Verfasser, aus der vorliegenden Arbeit, entstehen.

Weiterhin ist es vorstellbar, das Ohrmodell mit einem Adapter als Trommelfellersatz auszustatten, der bei Berührung ein Geräusch abgibt. Dies wäre ein direktes, akustisches Signal, durch das der Übende weiß, dass er zu nah an das TF gekommen ist bzw. dieses berührt hat. Dadurch lernt er, die Entfernung und Position der Watte oder auch des Sondenschlauchs besser einzuschätzen. Es könnten kleine Kerben in das Material gefräst und der Adapter per Haken festgemacht werden, sodass dieser leicht anzustecken und zu entfernen ist, um ihn gelegentlich reinigen zu können.

Es lässt sich davon ausgehen, dass sich die bereits vorhandenen 3D-Ohrscanner weiter verbessern und dadurch ebenfalls genauere Ohrscan's

erzeugen lassen. Sobald es möglich ist, noch hochwertigere Scan's des äußeren Ohres und des GG in vivo anzufertigen, muss nicht mehr auf Ohrmodelle zurückgegriffen werden, sondern es lassen sich direkte Scan's anfertigen, mit der nötigen Software verbessern und anschließend drucken. Diese Verfahren würden ein noch detailgetreueres Ohrmodell ergeben, da keine Geometrie zugefügt werden muss und alle Strukturen der menschlichen Anatomie entsprechen. Zudem ist es sehr viel Zeit sparender, da keine Einzelscan's zusammengefügt werden müssen. Ein hochauflösender 3D-Ohrscanner, der die Ohrmuschel, den kompletten GG und das TF abbilden kann, wäre zu verwenden. Dies bezüglich wäre es in Zukunft interessant, ein Kunstkopf einzuscannen, ähnlich dem Ohrentrainer oder den verwendeten Modellen aus der Augenoptik, um anschließend eine 3D Zusammenführung der Ohrmuschel, des GG und des kompletten Kopfes zu generieren. Dadurch würde eine noch realistischere Abbildung und ein noch besser zu verwendendes Übungsmodell entstehen. Der aktuelle Stand der Technik, vor allem bei den 3D-Scannern, lässt es zu auch große Objekte einzuscannen. Ein zu verwendender Kunstkopf sollte demnach keine Schwierigkeit darstellen.

Es ist zudem denkbar, dass zukünftige 3D-Ohrmodelle nicht nur in drei grobe Abschnitte aufgeteilt werden, sondern dass sowohl Haut als auch Knorpel/Knochen voneinander getrennt werden. Dies würde bedeuten, es wäre möglich, bei der Ohrmuschel "innen" die Härte von Knorpel und "außen" die Härte von Haut nachbilden zu können. So würde ein noch detailgetreueres Ohrmodell entstehen. Voraussetzung dafür wäre jedoch ein deutlich höherer Bearbeitungsaufwand, vor allem in der Aufteilung der Strukturen für unterschiedliche Härtegrade. Die 3D-Drucktechnologie müsste dafür ebenfalls in der Lage sein, vier bis fünf unterschiedliche Härtegrade in einem Modell zu drucken.

Sobald eine höhere UV-Licht-Beständigkeit der Materialien gewährleistet werden kann und sich technische Möglichkeiten ergeben, die die Nachbearbeitung erleichtern, wäre ein dauerhaft verwendbares Ohrmodell zu realisieren. Dieses wäre vom Preis-Leistungsverhältnis erheblich attraktiver für die gesamte Hörakustik-Branche.

Mit der Zusammenführung aller Ideen hinsichtlich möglicher technischer und Material bezogener Fortschritte, ließe sich in Zukunft ein kompletter menschlicher Kopf mit individueller Ohrmuschel und Gehörgangscharakteristik, der zudem noch die verschiedenen Härtegrade von Fettgewebe, Haut, elastischem Knorpel und Knochen berücksichtigt, herstellen. Dies wäre das ideale Übungsmodell, welches die Ausbildung von Auszubildenden, Studenten und das regelmäßige Training von Gesellen oder Meistern erleichtern würde. Dies könnte als langfristiges Ziel der Hochschule Aalen und des Verfassers dieser Thesis definiert werden. Somit wäre das komplexe Ziel erreicht, ein Übungsohr zu entwickeln, welches die Motivation und das Können der Auszubildenden stärkt, alle Hörgeräteakustiker effizienter und kompetenter arbeiten ließe und zudem die Arbeiten mit einer deutlich höheren Wirtschaftlichkeit und Ökonomie durchgeführt werden könnten.

.

Literaturverzeichnis

3D Systems, Inc. (Hg.) (2013): Geomagic Design X. Der schnellste Weg für 3D-Scans in Ihre CAD Software.

Albes, Jens (2014): Chirurgie setzt auf Körperteile aus 3D-Drucker. Online verfügbar unter <http://www.welt.de/gesundheit/article129044030/Chirurgie-setzt-auf-Koerperteile-aus-3D-Drucker.html>, zuletzt aktualisiert am 13.06.2014, zuletzt geprüft am 31.10.2015.

alphacam GmbH (Hg.) (2015): Infomappe. Schorndorf.

alphacam GmbH (Hg.) (2015): Polyjet Technologie.

alphacam GmbH (Hg.) (2015): PolyjetMatrix Technologie.

Andric-Moser, Sasa (2007): In Vitro und In Vivo – Messungen der Knorpelsteifigkeit. Zugl. Dissertation an der Universität Ulm 2007. Ulm.

Bardeleben, Karl von (Hg.) (1897): Handbuch der Anatomie des Menschen. Das äussere Ohr. Unter Mitarbeit von G. Schwalbe. 2. Aufl. 5 Bände. Jena: Gustav Fischer. Online verfügbar unter http://digital.zbmed.de/physische_anthropologie/content/pageview/1614062.

Berghaus, Alexander; Rettinger, Gerhard; Böhme, Gerhard (1996): Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde. 65 Tabellen. Stuttgart: Hippokrates Verl. (Duale Reihe).

Brunner, Franz Xaver; Weerda, Hilko (2004): Chirurgie der Ohrmuschel. Verletzungen, Defekte und Anomalien ; mit 29 Tabellen. Stuttgart [u.a.]: Thieme.

Bund (12.05.1997): Ausbildungsrahmenplan für die Ausbildung zum Hörgeräteakustiker/ zur Hörgeräteakustikerin. Online verfügbar unter <http://www.buzer.de/gesetz/4471/a61798.htm>, zuletzt geprüft am 19.08.2015.

CHEMIE.DE Information Service GmbH: Vulkanisation. Online verfügbar unter <http://www.chemie.de/lexikon/Vulkanisation.html>, zuletzt geprüft am 07.09.2015.

Dillon, Harvey (2012): Hearing Aids. 2. Ed. Sydney: Boomerang Press [u.a.]

DIN ISO 12124: Verfahren zur Messung der wirksamen akustischen Kenndaten von Hörgeräten.

DIN ISO 7619-1: Elastomere oder thermoplastische Elastomere – Bestimmung der Eindringhärte – Teil 1: Durometer-Verfahren (Shore-Härte).

DIN 53505: Prüfung von Kautschuk und Elastomeren - Härteprüfung nach Shore A und D.

Fastermann, Petra (2012): 3D-Druck/Rapid Prototyping. Eine Zukunftstechnologie - kompakt erklärt. 1., neue Ausg. Berlin: Springer Berlin (X.media.press).

General Electric Company (Hg.) (2015): Software datos|x CT. Online verfügbar unter <http://www.ge-mcs.com/de/radiography-x-ray/ct-computed-tomography/datosx-ct-software.html>, zuletzt geprüft am 16.10.2015.

General Electric Company (Hg.) (2015): v|tome|x s - CT-System mit höchster Auflösung, 3D-Computertomographiesystem. Online verfügbar unter <http://www.ge-mcs.com/de/radiography-x-ray/ct-computed-tomography/vtomex-s.html>, zuletzt geprüft am 15.10.2015.

GLS Thermoplastic Elastomer (TPE) (Hg.) (2013): Technical Bulletin - Understanding Hardness. Online verfügbar unter http://www.glstpes.com/de/resources_technical_hardness.php, zuletzt geprüft am 15.09.2015.

Grillenberger, Annemarie (2007): Computertomographie. Einführung in ein modernes bildgebendes Verfahren. Wien: Facultas.

Gromke, Beate; Blecker, Martin; Bonsel, Harald; Chalupper, Josef; Harries, Tillmann (2013): EUHA Arbeitskreis Perzentile. Hörsystemanpassung mittels Perzentilanalyse.

Gromke, Beate; Blecker, Martin; Bonsel, Harald; Chalupper, Josef; Harries, Tillmann (2015): EUHA Arbeitskreis Perzentile. Schritte zur optimalen In-situ-Messung (Sondenmikrofonmessung).

Headquarters Hamburg: Was bedeutet eigentlich 300 dpi? Headquarters Hamburg GmbH.

Hermatschweiler, Martin (2013): 3D-Druck erobert die Mikroskala. Laserlithografie als Innovationstreiber für Schlüsseltechnologien. In: *Laser Technik Journal* (4), S. 55–57. Online verfügbar unter <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/latj.201300001/epdf>, zuletzt geprüft am 31.10.2015.

Hoffmann, Eckhard; Ulrich, Jens; Wichmann, Thomas (2005): Otoplastik. Ein Leitfaden für die Praxis. [Heidelberg]: DOZ-Verl (Inform Hörakustik, H. 1).

Ipaktchi, Ramin; Gohritz, Andreas (2011): Rekonstruktion der Ohren. In: Peter M. Vogt (Hg.): Praxis der Plastischen Chirurgie. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, S. 133–138.

Jahn, Anthony F.; Santos-Sacchi, Joseph (2001): Physiology of the ear. 2nd ed. San Diego, Calif.: Singular.

Junqueira, L. C.; Carneiro, J. (1986): Histologie. Lehrbuch der Cytologie, Histologie und mikroskopischen Anatomie des Menschen. Unter Berücksichtigung der Histophysiologie. Knorpel. Zweite, korrigierte Auflage. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag.

Kallieris, D. (1971): Härtemessungen an frischen menschlichen Knochen. In: *Z Rechtsmed* 68 (3), S. 164–170. DOI: 10.1007/BF02169074.

Keibel, J. (2012): Die ersten 3-D-Ohrscanner sind vorgestellt. In: *Hörakustik* (5), S. 32–34.

Lang, Johannes (2013): Klinische Anatomie des Ohres. [S.I.]: Springer.

Lenarz, Thomas; Boenninghaus, Hans-Georg (2012): Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde. Mit 6 Tabellen ; [mit Fallquiz]. 14., überarb. Aufl. Berlin, Heidelberg: Springer (Springer-Lehrbuch).

Lueders, Cora; Jastram, Ben; Hetzer, Roland; Schwandt, Hartmut (2014): Rapid manufacturing techniques for the tissue engineering of human heart valves. In: *European journal of cardio-thoracic surgery : official journal of the European Association for Cardio-thoracic Surgery* 46 (4), S. 593–601. DOI: 10.1093/ejcts/ezt510.

Objet Geometries (Hg.) (2008): From CAD to Objet Studio Workflow for PolyJet Matrix Technology. Griesheim.

Oluschinski; Kahnt, Nicole; Reincke, Katrin (2015): Lexikon der Kunststoffprüfung. Shore-Härte. Hg. v. Polymer Service GmbH Merseburg. Merseburg. Online verfügbar unter <http://wiki.polymerservice-merseburg.de/index.php/Shore-H%C3%A4rte>, zuletzt aktualisiert am 23.04.2015, zuletzt geprüft am 18.09.2015.

Praxisklinik für Unfallchirurgie und Orthopädie Eisenach (Hg.) (2013): Biomechanik Knorpel. Online verfügbar unter <https://www.yumpu.com/de/document/view/6142120/e-n-mm2-praxisklinik-fur-unfallchirurgie-und-orthopadie-eisenach/44>, zuletzt geprüft am 19.10.2015.

PTC Inc. (Hg.) (2014): PTC Creo Parametric | PTC. Online verfügbar unter <http://de.ptc.com/product/creo/3d-cad/parametric>, zuletzt geprüft am 15.10.2015.

Reiß, Michael (2009): Facharztwissen HNO-Heilkunde. Differenzierte Diagnostik und Therapie ; mit 142 Tabellen. Heidelberg: Springer.

Rüdiger-Anatomie-GmbH (Hg.): Ohrentrainer für die Diagnose & Untersuchung-R10900. Unter Mitarbeit von Oliver Rüdiger. Online verfügbar unter <http://www.ruediger-anatomie.de/upload/de/anatomie/ohrentrainer-diagnose-untersuchung>, zuletzt geprüft am 17.09.2015.

Šmahel, J.; Converse, J. M. (1980): Anatomical features of auricular and retroauricular skin. In: *Chir Plastica* 5 (2), S. 139–145. DOI: 10.1007/BF00270341.

Sterk, Marius: Formelsammlung Technische Mechanik. Umrechnungstabeln. Hg. v. Fachhochschule Lippe und Höxter.

Strutz, Jürgen; Mann, Wolf (2009): Praxis der HNO-Heilkunde, Kopf- und Halschirurgie. 2., vollständig überarbeitete und erweiterte Auflage. [s.l.]: Thieme.

ThyssenKrupp Electrical Steel (Hg.) (2010): Umrechnungstabelle. Online verfügbar unter http://www.tkes.com/web/tkeswebcms.nsf/www/DE_umrechner_Powercore_H.html, zuletzt geprüft am 20.10.2015.

Ulrich, Jens (2007): Rapid Prototyping. In: *Hörakustik* (3), S. 118–120.

Ulrich, Jens; Hoffmann, Eckhard (2011): Hörakustik. Theorie und Praxis. 2. Auflage. Heidelberg: DOZ-Verl.

Vogt, Peter M. (Hg.) (2011): Praxis der Plastischen Chirurgie. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.

vohtec Qualitätssicherung GmbH (Hg.) (2014): 3D Computertomografie - Verfahrensbeschreibung. Online verfügbar unter <http://www.vohtec.de/de/leistungen/risspruefung/3d-computertomografie.html>, zuletzt geprüft am 15.10.2015.

Volume Graphics GmbH (Hg.) (2015): Grundfunktionen - VG Studio MAX. Online verfügbar unter <http://www.volumegraphics.com/de/produkte/vgstudio-max/grundfunktionen/>, zuletzt aktualisiert am 07.10.2015, zuletzt geprüft am 16.10.2015.

Voogdt, Ulrich (2005): Otoplastik. Die individuelle Otoplastik zur Hörgeräteversorgung und als persönlicher Gehörschutz im Lärm. 3., überarb. Aufl. [Heidelberg]: Median-Verl. von Killisch-Horn (Band der wissenschaftlichen Fachbuchreihe / Akademie für Hörgeräte-Akustik, 2).

Voogdt, Ulrich (2013): Otoplastik. Die individuelle Otoplastik zur Hörgeräteversorgung und als persönlicher Gehörschutz im Lärm. 4., überarb. Aufl. Heidelberg: Median-Verl. von Killisch-Horn (Band der wissenschaftlichen Fachbuchreihe der Akademie für Hörgeräte-Akustik, 2).

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1 Aufbau der menschlichen Ohrmuschel.....	7
Abbildung 2 Verwendetes Ausgangsohrmodell in Halterung	8
Abbildung 3 Ausgangsohrmodell (Seite)	8
Abbildung 4 Ausgangsohrmodell (hinten)	9
Abbildung 5 Verwendete Ohrabformung (vorne-seitlich-hinten).....	10
Abbildung 6 3D-Scanner Phoenix vltomelx s	13
Abbildung 7 Scan der GG Abformung (frontal schräg)	14
Abbildung 8 Scan der GG Abformung (Seite).....	14
Abbildung 9 Scan der GG Abformung (unten)	14
Abbildung 10 Scan Ohrmuschel (schräg vorne)	15
Abbildung 11 Scan Ohrmuschel (hinten)	15
Abbildung 12 Startbildschirm im Netz-Modus im Programm Design X	17
Abbildung 13 Bereinigungsassistent im Programm Design X	17
Abbildung 14 Löcher finden im Programm Design X.....	18
Abbildung 15 Dreiecke entfernen im Programm Design X.....	18
Abbildung 16 Fehler suchen im Programm Design X.....	19
Abbildung 17 Ergebnis der Bearbeitung der einzelnen Scan's	21
Abbildung 18 Zusammengefügte Scan's	22
Abbildung 19 3D-Ohrmodell mit Sockel	22
Abbildung 20 Einzelbauteil Ohrläppchen	23
Abbildung 21 Einzelbauteil Ohrmuschel und knorpeliger GG	24
Abbildung 22 Einzelbauteil knöcherner GG	24
Abbildung 23 Ohrmodell in farbiger Darstellung der einzelnen Abschnitte	25
Abbildung 24 Ohrmodell in farbiger Darstellung der einzelnen Abschnitte,	25
Abbildung 25 Härtemessung (Li. Schweineohr / Re. Schweineknochen).....	37
Abbildung 26 Platzierung des Sodenschlauchs bei einer In-Situ-Perzentilanalyse	43
Abbildung 27 Platzierter Sondenschlauch am Kundenohr.....	43
Abbildung 28 Ohrmodell zur Veranschaulichung der Anatomie	49
Abbildung 29 Ohrentrainer der Firma Rüdiger Anatomie.....	50
Abbildung 30 Gedrucktes Ohrmodell (vorne)	52
Abbildung 31 Gedrucktes Ohrmodell (seitl./hinten)	52
Abbildung 32 farbige Darstellung Abschnittseinteilung („halbiert“;unten)	54
Abbildung 33 farbige Darstellung Abschnittseinteilung („halbiert“;oben)	54
Abbildung 34 Größenangaben des gestalteten TF	55

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1 Shore - Härteskala - Vergleichstabelle	35
--	----

Anhang

Gedrucktes 3D-Ohrmodell

Daten CD